GÉNÉRATEUR D'HÉMODIALYSE



Mohamed Jalel HMIDA

GÉNÉRATEUR D'HÉMODIALYSE

Mohamed Jalel HMIDA

LISTE DES COLLABORATEURS

BAFFOUN Anis
Médecin hémodialyseur,
Service d'épuration du sang et de reins artificiels, Hôpital Militaire de Tunis

BELHAJ Raoudha
Médecin hémodialyseur,
Chef du centre d'hémodialyse, Clinique CNSS, El Khadra

BEN SALAH Mohamed
Assistant Hospitalo-universitaire, Anesthésiste Réanimateur,
Service d'Anesthésie Réanimation, Hôpital Militaire de Tunis

FERJANI Mustapha
Professeur, Anesthésiste Réanimateur,
Chef de Service d'Anesthésie Réanimation, Hôpital Militaire de Tunis

GHARSALLAH Fayçal
Technicien supérieur en hémodialyse,
Ancien surveillant du service d'épuration du sang et de reins artificiels, Hôpital Militaire de Tunis

GHARSALLAH Hédi
Professeur, Anesthésiste Réanimateur,
Chef de Service de Médecine Hyperbare, Hôpital Militaire de Tunis

HAJJEJ Zied
Maître de Conférences Agrégé, Anesthésiste Réanimateur,
Service d'Anesthésie Réanimation, Hôpital Militaire de Tunis

HICHRI Noureddine
Maître de Conférences Agrégé, Anesthésiste Réanimateur,
Service d'Anesthésie Réanimation, Hôpital Militaire de Tunis

HMIDA Ahmed
Ingénieur Biomédical
Université Technologique de Compiègne, France

HMIDA Emna
Licence en sciences infirmières,
Service d'hémodialyse, Hôpital Mahmoud El Matri

LABBENE Iheb
Professeur, Anesthésiste Réanimateur et directeur du laboratoire de recherche LR12DN01
« Réanimation Hémodynamique et Techniques d'Epuration Extra-Rénale »
Service d'Anesthésie Réanimation, Hôpital Militaire de Tunis

ABDELKAFI Wissem
Médecin hémodialyseur,
Service d'hémodialyse, Hôpital Régional de Djerba

Ammar Mohamed Néjib
Médecin hémodialyseur

PREFACE

Cet ouvrage qui décrit le générateur d'hémodialyse constitue le quatrième d'une série éditée et réalisée par le Professeur Mohamed Jalel Hmida et son équipe. Il est né d'un vécu long de plus qu'une trentaine d'années avec les patients traités par les différentes techniques d'épuration extra rénale et d'une expérience très riche avec les différents générateurs depuis les plus basiques aux plus sophistiqués.

Il est destiné aux différents intervenants dans le secteur de l'épuration extrarénale et qui manipulent le générateur d'hémodialyse de l'infirmier au médecin sans oublier le technicien de maintenance. L'étudiant en médecine, l'interne et le résident trouveront les principes de base de l'hémodialyse ainsi que les éléments nécessaires au bon fonctionnement de cet appareil.

Les différents chapitres du livre permettront de rappeler au lecteur l'historique du générateur et les principes physico-chimiques communs aux techniques d'épuration extra-rénale, de faire le point sur les différentes techniques d'épuration réalisées par les générateurs grâce aux tableaux comparatifs et aux illustrations des circuits de chaque technique, de comprendre le principe général de fonctionnement d'un générateur à travers la description des différents circuits et pompes qui le composent, de distinguer les différentes étapes de préparation du dialysat ainsi que la signification des différents paramètres affichés sur le générateur pour le monitorage de la séance d'hémodialyse et surtout de raisonner devant une alarme et de décider de l'intervention nécessaire pour le patient. Enfin, ce manuel se termine par la description des règles importantes d'utilisation et de maintenance d'un générateur d'hémodialyse.

En effet, le point fort de ce livre est de rassembler des données éparpillées et complexes sur le générateur d'hémodialyse et de simplifier au lecteur l'assimilation des différents paramètres pour une utilisation sécurisée chez des patients le plus souvent fragiles et instables ou fragilisés par la maladie.

Je terminerai par rappeler que le Professeur Mohamed Jalel Hmida a développé de nouvelles techniques d'épuration extrarénale en Tunisie dont la Biofiltration à 84‰ et l'hémodiafiltration on-line au citrate depuis la création de son unité de recherche au service

de Dialyse de l'Hôpital Militaire de Tunis et la poursuite de ses travaux dans le Laboratoire de Recherche que je dirige et qui sans lui n'aurait pas vu le jour. Il a formé des générations de médecins hémodialyseurs et des promotions de médecins anesthésistes réanimateurs dont j'en fais partie, sur les différentes techniques d'épuration extra rénale, discontinues ou continues, utilisées chez les patients en hémodialyse chronique ou aigue en leur rappelant toujours que le mot clé qui sauve des vies est d'adapter la machine à l'homme et qu'il n'y a pas de technique d'hémodialyse standard pour tous les patients.

Professeur Iheb LABBENE

Directeur du Laboratoire de Recherche LR12DN01

« Réanimation Hémodynamique et Techniques d'Epuration Extra-Rénale »

LEXIQUE DES ABREVIATIONS

I.R.A : Insuffisance rénale aiguë

I.R.C : Insuffisance rénale chronique

E.E.R : Epuration extrarénale

O.A.P : Œdème aiguë des poumons

HD.C : Hémodialyse conventionnelle

P.A : Pression artérielle

P.A.D : Pression artérielle diastolique

P.A.S : Pression artérielle systolique

P.V : Pression veineuse

P.T.M : Pression transmembranaire

C.S.E.C : Circuit sanguin extracorporel

F.A.V: Fistule artérioveineuse

U.F: Ultrafiltration

B.T.M: Blood Temperature Monitor

B.P.M: Blood Pressure Monitor

O.C.M: Online clearance monitoring

P.R.R: Plasma refilling rate

D.A: Détecteur d'air

etc : Et cetera

SOMMAIRE

Liste des figures

Liste des tableaux

INTRODUCTION :

De nos jours, plus d'un million et demi de patients insuffisants rénaux chroniques au stade terminal vivent dans le monde grâce à un traitement de suppléance qui est l'hémodialyse périodique. Ce traitement a ouvert depuis les années cinquante du siècle dernier une nouvelle voie thérapeutique qui est l'assistance artificielle des malades ayant perdu une fonction vitale. C'est le cas de l'insuffisance rénale et plus récemment, l'insuffisance respiratoire chronique et l'insuffisance cardiaque. Dans le cas de l'insuffisance rénale terminale, l'assistance artificielle est réalisée grâce à un générateur d'hémodialyse. Ce générateur a connu une évolution technologique remarquable depuis le premier essai chez l'être humain, en 1924 par George HASS.

Actuellement, plusieurs types de générateurs existent sur le marché rendant parfois le choix difficile entre eux. Cependant quelque soit le type de générateur utilisé pour l'hémodialyse périodique, il doit offrir au minimum les possibilités suivantes :

- Une circulation sanguine extracorporelle qui ramène le sang du malade vers le filtre de dialyse ou rein artificiel, puis assure son retour vers le malade.
- La préparation et la circulation du dialysat qui passe par le filtre de dialyse avant d'être rejeté. Cette circulation permet de mettre en contact le dialysat avec le sang du patient à travers la membrane semi perméable du filtre de dialyse. Ce contact favorise les échanges hydro-électrolytiques entre le sang du malade et le dialysat et l'extraction des toxines urémiques.
- La soustraction de l'eau du malade en excès par phénomène d'ultrafiltration grâce à un système de pression hydrostatique.
- Le monitorage des paramètres de la circulation sanguine et du dialysat.

Nous allons essayer dans cet ouvrage de présenter aux personnels de santé concernés par l'utilisation des générateurs d'hémodialyse (infirmiers, médecins, techniciens de maintenance …), les notions essentielles qui leurs permettent une utilisation optimale et un choix approprié des générateurs de dialyse.

I. HISTORIQUE :

C'est en **1854** que le terme de dialyse fut employé pour la première fois dans la littérature scientifique : **Thomas GRAHAM**, professeur de chimie à l'université de Londres, montre que le composant cristalloïde d'une solution diffuse à travers une membrane végétale de cellulose ; il appelle ce phénomène dialyse (venant du grec dialusis : séparation). En **1913**, **John J. ABEL** a mis au point un dispositif ayant déjà les caractéristiques fondamentales des reins artificiels actuels, ce dispositif de dialyse a été testé sur des chiens

(membrane de dialyse en collodion de nitrocellulose montée sur un circuit sanguin rendu incoagulable par l'Hirudine).

En **1924**, **la première dialyse humaine** est attribuée à **George HASS** qui a utilisé l'Hirudine purifiée pour dialyser pendant 15 minutes un malade en insuffisance rénale aigue grâce au dispositif d'Abel (Figure N°1), mais sans succès.

En 1943, Williem KOLFF, au Pays Bas, a mis au point le premier rein artificiel fonctionnel **« the rotating drum dialyser »** (la membrane est en cellophane, l'anticoagulant est l'héparine purifiée). (Figure N°1)

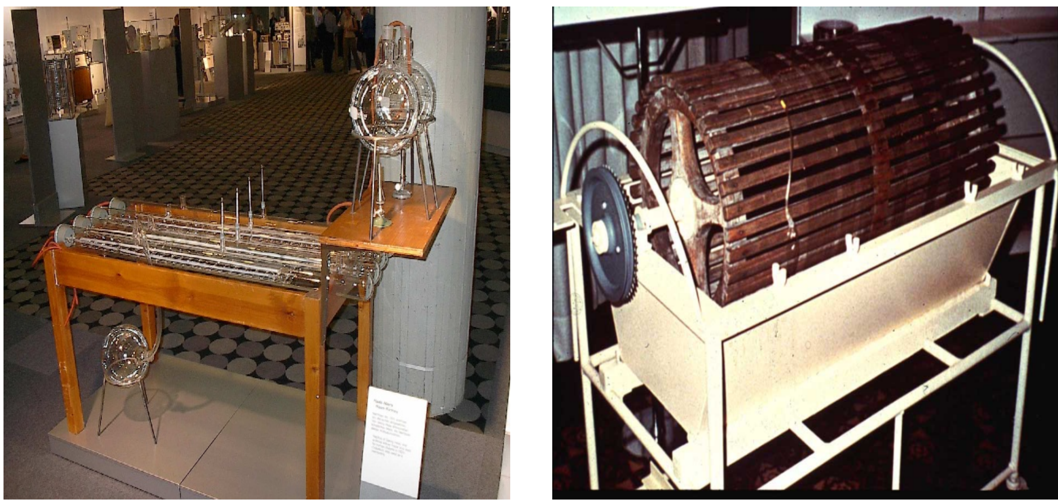


Figure N°1 : Dispositifs d'hémodialyse du Dr George HASS (à gauche) et du Dr Willem KOLFF (à droite)

La première survie directement liée à l'hémodialyse date de **1945**. KOLFF, en utilisant son tambour rotatif, a initié l'hémodialyse chez une patiente de 67 ans qui avait été admise à l'hôpital pour une insuffisance rénale aigue d'origine médicamenteuse. Grâce au traitement à court terme avec son dispositif, la patiente a pu ensuite sortir de l'hôpital avec une fonction rénale normale. Cette réussite est devenue la première avancée majeure dans le traitement des patients souffrant de maladies rénales.

Les modèles de rein à tambour rotatif de KOLFF ont traversé l'atlantique après la deuxième guerre mondiale et sont parvenus à l'hôpital Peter Brent Brigham de Boston, où ils ont subi une amélioration technique significative. Les machines modifiées ont pris le nom de rein de Kolff-Brigham. Ce dernier a prouvé ses performances pratiques dans des conditions extrêmes au cours de la guerre de Corée (1950-1953). A cette époque, le Major Paul Teschan, médecin militaire au sein de l'U.S. Army, connaissait ce processus utilisé à l'hôpital Peter Brent Brigham et a transporté l'une des machines de l'hôpital militaire Walter Reed à une unité MASH (Mobile Army Surgical Hospital) en Corée où il a effectué 72 séances pour dialyser 31 patients. Le recours à la dialyse a pu augmenter significativement le taux de survie moyen de ces patients sévèrement atteints (Figure N°2).



Figure N°2 : Paul Teschan réalisant une dialyse pendant la guerre de Corée (1952)

Au cours des années cinquante, l'hémodialyse était réservée au traitement de l'insuffisance rénale aigue (IRA) car l'abord vasculaire nécessitait des dénudations chirurgicales itératives.

C'est à partir de 1960 que l'utilisation de l'hémodialyse intermittente (HDI) va s'étendre et bénéficier au fils du temps d'améliorations successives tant sur le plan technologique (maitriseur de l'ultrafiltration, dialyse au bicarbonate, traitement de l'eau par double osmose inverse…) que dans ses modalités d'utilisation favorisées par la confection des premières fistules artério-veineuses par Brescia et Cimino en 1966 et par une meilleure connaissance des mécanismes physicochimiques de l'épuration extrarénale et ses conséquences physiopathologiques.

II. PRINCIPES PHYSICO-CHIMIQUES DE L'ÉPURATION EXTRA RÉNALE :

L'épuration extra rénale a pour but l'élimination d'eau et des déchets, ainsi que le maintien de l'équilibre hydro-électrolytique et acido-basique de l'organisme, au moyen d'un échange de solutés et d'eau entre le sang du malade et une solution de dialyse de composition voisine de celle du liquide extracellulaire normal, au travers d'une membrane semi-perméable (Figure N°3).

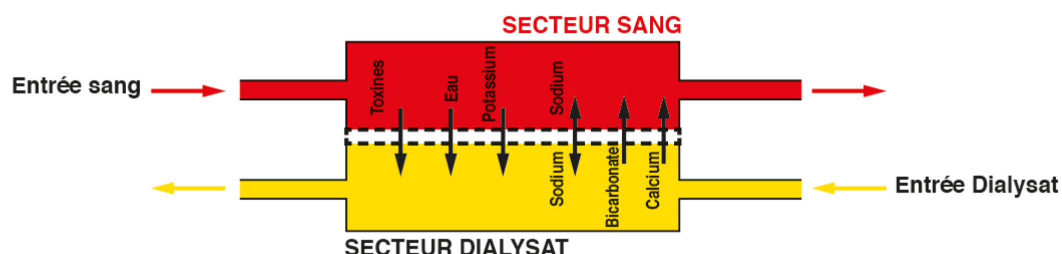


Figure N°3 : Echange entre sang et dialysat à travers la membrane semi- perméable

Ces échanges hydro-électrolytiques entre le sang du malade et la solution du dialysat reposent sur deux principes physico-chimiques :

- La diffusion ou conduction
- La convection ou ultrafiltration

En plus de ces deux principes d'échange, à travers la membrane semi-perméable, certaines techniques de dialyse comme l'hémodiafiltration et la biofiltration utilisent la substitution pour compenser les déperditions hydro-électrolytiques occasionnées par une ultrafiltration importante, et/ou pour apporter des électrolytes absents dans le dialysat (bicarbonates).

II.1. Diffusion ou conduction :

La diffusion est un transfert passif de solutés sans passage de solvant à travers une membrane semi-perméable, selon un gradient de concentration jusqu'à l'obtention d'un équilibre de concentration de part et d'autre de la membrane (Figure N°4). La quantité de solutés traversant la membrane par diffusion dépend des trois facteurs :

- Le coefficient global de perméabilité du dialyseur ;
- La surface efficace de la membrane ;
- La différence de concentration de part et d'autre de la membrane.

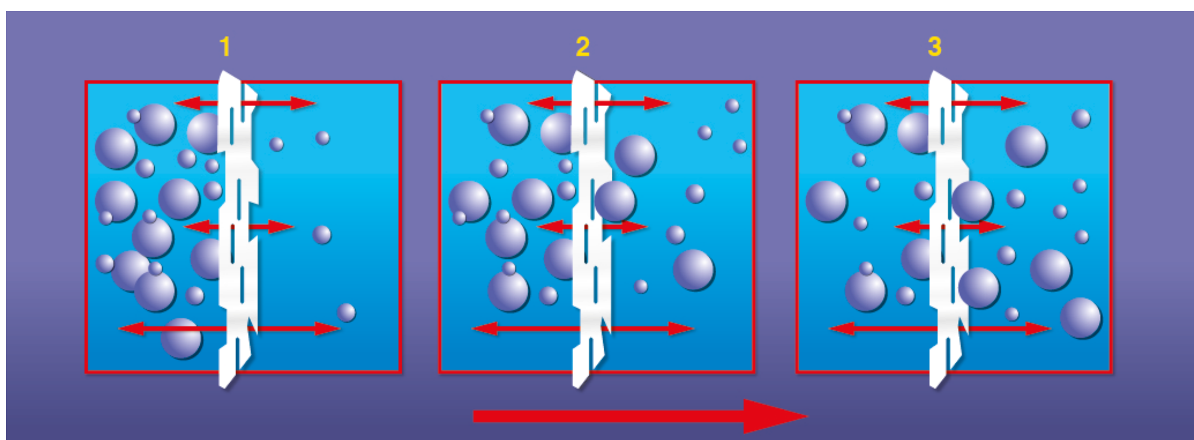


Figure N°4 : Echange par diffusion à travers le dialyseur

La rapidité de diffusion d'une molécule est inversement proportionnelle à son poids moléculaire (figure N°4). Ainsi le transfert diffusif est beaucoup plus efficace pour les solutés de faible poids moléculaire (urée, créatinine…) que pour les molécules ayant un poids moléculaire élevé (β2 microglobuline). Ce mécanisme représente le facteur déterminant dans l'épuration des déchets azotés (urée, créatinine) et la correction des troubles électrolytiques et acido-basiques (Hyperkaliémie, hyperphosphorémie, acidose métabolique etc…).

II.2. Convection ou ultrafiltration :

La convection ou ultrafiltration est un phénomène actif de transfert simultané de solvant et d'une fraction de son contenu en solutés, à travers une membrane semi-perméable, selon un gradient de pression hydrostatique (Figure N°5).

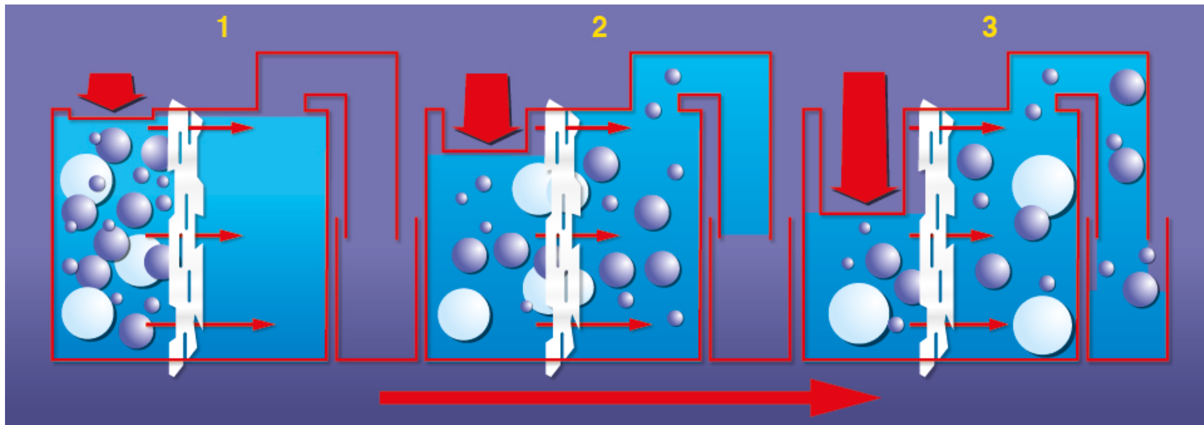


Figure N°5 : Echange par ultrafiltration à travers le dialyseur

Cette ultrafiltration permet la soustraction du solvant (eau plasmatique) d'une part et l'extraction des solutés de moyen poids moléculaire contenus dans l'ultrafiltrat plasmatique d'autre part. Elle joue en conséquence un rôle important dans le maintien du poids sec du malade, puisqu'elle permet la soustraction d'eau accumulée entre les séances et dans l'élimination des toxines urémiques de moyen poids moléculaire (β2 microglobuline). Pour améliorer l'efficacité de la dialyse par ce mécanisme, il faut choisir une membrane de haute perméabilité à l'eau, possédant une porosité permettant l'élimination des moyennes molécules et suffisamment résistante pour supporter un gradient de pression transmembranaire élevé.

II.3. Substitution :

C'est la compensation d'une partie ou de la totalité du solvant ultrafiltré. La composition électrolytique et le volume de la solution de compensation dépendent de la perte d'eau et des électrolytes occasionnées par l'ultrafiltration et la diffusion d'une part et des perturbations électrolytiques et acido-basiques qu'on souhaite corriger d'autre part. La substitution est utilisée aussi pour apporter des électrolytes absents dans le dialysat. C'est le cas de l'apport de bicarbonate de sodium au cours de la biofiltration sans acétate.

La combinaison et l'importance relative de ces trois principes d'épuration extrarénale permettent de définir quatre techniques de dialyse : hémodialyse conventionnelle, hémofiltration, hémodiafiltration et biofiltration sans acétate (Tableau N°1). L'hémodialyse conventionnelle est réalisée par tous les générateurs. Les autres techniques (hémodiafiltration, biofiltration sans acétate et hémofiltration) nécessitent l'utilisation de générateurs spécifiques.

Tableau N°1 : Importance relative des mécanismes physico-chimiques de l'E.E.R selon la technique utilisée

	Hémodialyse conventionnelle	Hémodiafiltration	Hémofiltration	Biofiltration
Diffusion	+++	+++		+++
Ultrafiltration	+	+++	++++	+++
Substitution	0	+++	+++	++

III. TECHNIQUES D'HEMODIALYSE REALISABLES PAR LES GENERATEURS :

Plusieurs techniques de dialyse peuvent être effectuées par le générateur de dialyse.

III.1. Les techniques d'hémodialyse conventionnelle :

L'hémodialyse conventionnelle (H.D.C) est la technique d'épuration extrarénale la plus utilisée actuellement dans le monde. Cette technique permet l'épuration du sang au travers d'une membrane semi-perméable qui divise le rein artificiel (dialyseur ou filtre de dialyse) en deux compartiments où circulent à contre courant le dialysat et le sang (Figure N°6).

Le dialysat est une solution aqueuse, non stérile, ayant une composition voisine de celle d'un liquide extracellulaire. Ce dialysat est préparé par mélange proportionnel de concentrés de dialyse et d'eau ultrapure. Il est dépourvu de solutés dont l'élimination est souhaitée (urée, créatinine et autres déchets azotés). Sa composition électrolytique moyenne est calculée pour corriger au mieux les perturbations qui peuvent se développer entre deux séances d'hémodialyse.

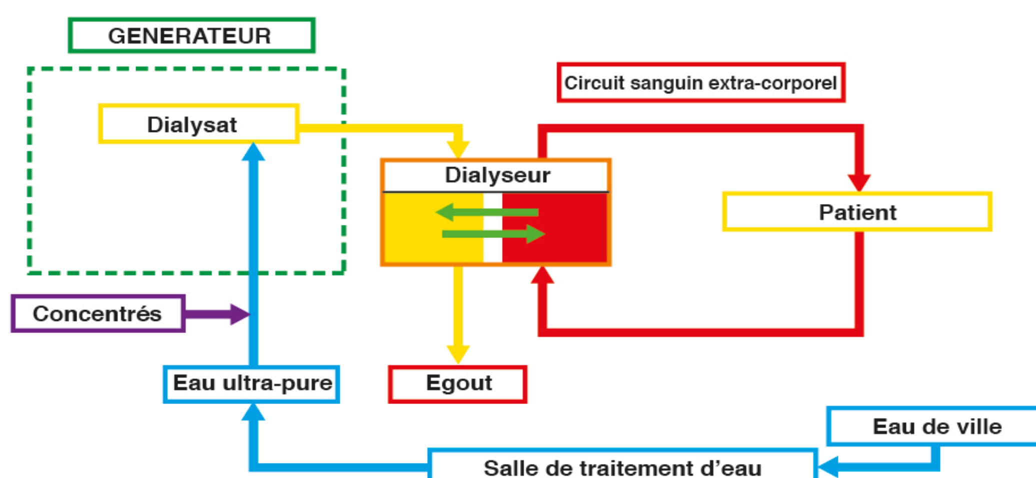


Figure N°6 : Schéma simplifié d'une technique de dialyse conventionnelle

La composition du bain de dialyse est dans l'ensemble standardisée. Des modifications de la composition de chaque électrolyte peuvent être réalisées en fonction de l'état du malade. Elles concernent la concentration en sodium, en potassium, en calcium et surtout le choix du tampon : bicarbonate, acétate, citrate… (Tableau N°2).

Tableau N°2 : Composition électrolytique standard (mmol/l) des différents dialysats utilisés au cours de l'épuration extrarénale

	Hémodialyse à l'acétate	Hémodialyse au bicarbonate	Biofiltration sans acétate à 14‰	Biofiltration sans acétate à 84‰	Hémodialyse au citrate
Sodium	140	140	140	124	138
Bicarbonate	0	32	0	0	32
Acétate	38	6	0	0	0
Potassium	3	3	3	3	3
Calcium	1,75	1,75	1,75	1,75	0
Chlore	110	110	146	130	111
Magnésium	0,75	0,5	0,75	0,75	0,5
Citrate	0	0	0	0	4

En hémodialyse conventionnelle, le mécanisme des échanges entre le sang et le dialysat est diffusif prépondérant. Ces échanges permettent d'éliminer les petites molécules, de poids moléculaires inférieurs à 5000 daltons (urée, créatinine, potassium, phosphore, etc…) et de réguler l'équilibre hydro-électrolytique et acido-basique. Les molécules ayant un poids moléculaire moyen (β2 microglobuline,…) sont faiblement éliminées par cette technique. L'ultrafiltration en hémodialyse conventionnelle permet surtout d'éliminer l'eau en excès et d'ajuster le poids sec du malade. Cependant, en cas d'utilisation d'une technique de dialyse ayant une forte composante d'ultrafiltration (Hémofiltration, Hémodiafiltration ou Biofiltration à 14‰), cette dernière permet aussi bien l'épuration des toxines que l'élimination d'eau en excès. Le remplacement de l'eau ultrafiltrée par une solution stérile et apyrogène (substitution) permet d'ajuster le poids sec du malade et de maintenir un bon équilibre hydro-électrolytique et acido-basique.

La correction de l'équilibre acido-basique se fait à l'aide d'un tampon (acétate, bicarbonate ou lactate). Ce dernier est apporté au niveau du dialysat et/ou au niveau de la solution de substitution (Tableau N°3).

Tableau N°3 : Tampon du dialysat et du liquide de substitution en fonction de la technique d'E.E.R.

	Hémodialyse conventionnelle	Hémodiafiltration	Hémofiltration	Biofiltration
Tampon du dialysat	Bicarbonate/Acétate	Bicarbonate/Acétate	0	Sans tampon
Tampon du liquide de substitution	0	Lactate/Bicarbonate (Poche ou en ligne)	Lactate/Bicarbonate (Poche ou en ligne)	Bicarbonate de sodium (14‰ ou à 84‰)

Le dialysat utilisé au cours de l'hémodialyse (et qui rentre en contact avec le sang à travers la membrane du filtre de dialyse) est non stérile. Le risque de passage des bactéries et des virus est quasi nul en l'absence d'un défaut de fabrication du filtre de dialyse. Cependant, en cas de forte contamination du dialysat, les toxines libérées par les agents microbiens et viraux peuvent traverser la membrane et sont responsables de réactions endotoxiniques aigües et chroniques. Afin d'éliminer ce risque, l'utilisation des filtres qui retiennent les endotoxines au niveau du dialysat (en amont du dialyseur) est fortement recommandée.

a) Hémodialyse à l'acétate :

Au cours de cette technique, un seul concentré est utilisé. Il renferme tous les électrolytes nécessaires pour les échanges (sodium, potassium, chlore, magnésium et calcium) et le tampon acétate (qui sera métabolisé en bicarbonate par l'organisme). La dialyse à l'acétate a comme avantage d'être moins coûteuse que la dialyse au bicarbonate (un seul concentré) et n'entraine pas de risque de formation de précipités de bicarbonate de calcium et de magnésium au niveau du circuit hydraulique du générateur. En outre, la contamination bactériologique du dialysat est beaucoup plus faible en hémodialyse à l'acétate qu'au bicarbonate.

Par contre plusieurs inconvénients ont rendu cette technique très peu utilisée dans le monde. Ces inconvénients sont secondaires à la présence de l'acétate en grande quantité dans le dialysat (30 à 40 mmol/l) à l'origine d'une augmentation per-dialytique de l'acétatémie (10 à 20 fois la valeur physiologique). Cette hyperacétatémie per et post dialytique (qui persiste 8 à 10 heures après séance) est responsable de manifestations aigües (hypotension, vomissements, céphalées, douleurs abdominales, asthénie,…) et chroniques (phénomènes inflammatoires chroniques).

b) Hémodialyse au bicarbonate :

Afin d'éviter les effets délétères de l'acétate, ce dernier est remplacé par le tampon bicarbonate. La présence de bicarbonate avec le calcium et le magnésium induit la formation de précipités qui bouchent le circuit du dialysat. Pour éviter la formation de ces précipités de

carbonate de calcium et de magnésium, ces électrolytes sont séparés dans deux concentrés indépendants (concentré acide et concentré bicarbonate). Ceci a permis l'utilisation de la dialyse au bicarbonate à large échelle. De nos jours, cette technique est la technique de référence de part le monde.

Cependant, le risque de formation de précipités lors de la préparation du dialysat à partir des deux concentrés (un concentré acide et un concentré bicarbonate) n'est pas nulle, malgré l'adjonction d'une quantité d'acétate de 4 à 6 mmol/l au niveau du concentré acide, dans le but d'éviter la formation de ces précipités. Par ailleurs, le dialysat au bicarbonate représente un milieu qui favorise plus que l'acétate la contamination bactériologique avec des risques à court et à long terme. Pour ces deux raisons, les opérations de nettoyage, de décalcification et de désinfection du circuit hydraulique du générateur doivent être régulières (après chaque séance), afin d'éviter le risque pour le générateur (colmatage du circuit hydraulique avec dysfonctionnement du débit dialysat, de la conductivité…) et pour le malade (passage d'endotoxines bactériennes à travers le filtre de dialyse en cas de forte contamination bactériologique).

Dans le but de réduire le risque de contamination bactériologique au cours de la dialyse au bicarbonate, le remplacement du concentré liquide de bicarbonate par une poudre de carbonate de sodium stérile conditionnée dans des poches ou dans des cartouches représente une bonne alternative. La transformation de cette poudre en concentré bicarbonate liquide est réalisée automatiquement par le générateur au cours de la séance de dialyse.

Actuellement, la plupart des générateurs offrent la possibilité d'utilisation d'un dialysat purifié d'endotoxines par l'utilisation d'un filtre qui retient les toxines bactériennes et qui est placé, au niveau du générateur, avant le passage du dialysat frais dans le filtre de dialyse (**Figure N°7).**

L'utilisation de concentrés sous forme liquide (acide et bicarbonate) au cours de la dialyse au bicarbonate expose au risque d'inversion de concentré. Afin d'éviter l'erreur d'inversion des concentrés avec ses risques pour le malade (acidose), des codes couleurs pour les concentrés et les cannes d'aspiration (bleu pour le bicarbonate et rouge pour l'acide), existent pour tous les générateurs. L'utilisation de cartouches de bicarbonate permet aussi d'éviter cet incident. Certains générateurs offrent la possibilité du monitorage du pH du dialysat permettant ainsi de détecter rapidement ces erreurs d'inversion.

Malgré l'utilisation de faibles quantités d'acétate au cours de la dialyse au bicarbonate, certains effets délétères de l'acétate (hypotension artérielle, crampes,…) persistent chez certains malades dialysés atteints d'hépatopathie chronique ou présentant une masse musculaire faible (femmes, dénutris). L'utilisation d'autres techniques (biofiltration, dialyse au citrate) permet d'éviter ces effets délétères.

c) L'hémodialyse au citrate :

Le citrate de sodium a été utilisé en hémodialyse pour son effet anticoagulant qui est basé sur la propriété de chélation des ions calcium par le citrate. IL existe deux techniques d'hémodialyse utilisant le citrate: l'apport du citrate par le dialysat et l'apport direct du citrate au niveau du circuit.

- Avec la technique du dialysat au citrate, l'acétate habituellement utilisé comme agent acidifiant dans le concentré acide est remplacé par du citrate. Cette substitution permet d'éviter les effets délétères de l'acétate et explique ainsi l'amélioration de la tolérance clinique aux séances de dialyse. La concentration du dialysat en citrate, utilisée, est comprise entre 2 et 4 mmol/l. Cette faible concentration n'entraîne pas d'anticoagulation systémique détectable. En revanche, au niveau du dialyseur, elle diminue la concentration du sang en calcium ionisé (de l'ordre de 0,5mmol/l et de 0,7mmol/l lors de l'utilisation d'un dialysat contenant respectivement 0,8 et 1,2mmol/l de citrate). Il en résulte une diminution de la coagulation du sang traversant le dialyseur. La diminution de la coagulation dans le dialyseur et le moindre colmatage des pores permettent une réduction des besoins en héparine et une meilleure épuration des petites molécules. Par ailleurs, le bilan calcique est légèrement plus faible lors d'une séance avec un dialysat au citrate en comparaison avec une séance utilisant un dialysat conventionnel au bicarbonate de même teneur en calcium. En effet, une diminution de 0,1 à 0,3 mmol/l de la calcémie est habituellement observée au cours d'une séance avec un dialysat à l'acide citrique. Cette diminution de la calcémie ionisée se corrige 30 à 60 minutes après la fin de la séance, parce que le citrate de calcium est métabolisé en bicarbonate et en calcium dans le foie et les muscles.
- Avec la technique d'anticoagulation au citrate basée sur la perfusion, le citrate est apporté sous forme de poche montée sur la ligne artérielle. Le dialysat utilisé est pauvre ou sans calcium. La réinjection de gluconate de calcium sur la ligne veineuse permet la réversion de l'anticoagulation et le maintien d'une calcémie normale chez le patient.

III.2. L'hémofiltration et l'hémodiafiltration :

L'hémofiltration comme l'hémodiafiltration nécessite un volume de substitution important (3 à 5 litres par heure ou 10 à 50 ml/kg/h) pour compenser le volume ultrafiltré. Le liquide de substitution utilisé est stérile, apyrogène et il est conditionné dans des poches stériles de 4 à 5 litres. Le volume de substitution est contrôlé par un système de pesée très précis.

Au cours de l'hémofiltration ou de l'hémodiafiltration en ligne, le liquide de substitution utilisé est produit par le générateur par double filtration du dialysat. Ce procédé permet d'avoir un liquide de substitution possédant les mêmes qualités bactériologiques et

pharmacologiques que les poches de liquide utilisées lors de l'hémodiafiltration ou l'hémofiltration conventionnelle. Les filtres utilisés pour la purification du dialysat sont des filtres qui retiennent les endotoxines et les pyrogènes. Ils possèdent une durée de vie bien déterminée et ils doivent être changés régulièrement.

Récemment, l'équipe de dialyse de l'Hôpital Militaire Principal d'Instruction de Tunis a développé la technique d'hémodiafiltration en ligne au citrate. Le concentré acide utilisé au cours de cette technique est dépourvu de calcium. Il est composé d'un mélange de chlorure de sodium, de potassium, de magnésium et d'acide citrique. L'hémodiafiltration en ligne au citrate permet en conséquence d'apporter du citrate au patient par diffusion à travers le filtre de dialyse et par substitution d'un dialysat produit en ligne par le générateur et contenant du citrate. Ce citrate, en chélatant le calcium ionisé du patient permet d'anticoaguler le sang au niveau du circuit sanguin extracorporel. Afin d'optimiser cet effet anticoagulant, le liquide est réinjecté en mode pré-dilution, c'est-à-dire en pré-filtre, au niveau du piège à bulle artériel. La surveillance régulière du calcium ionisé et du calcium total du patient permet d'ajuster la vitesse d'injection du calcium sur la ligne de retour au niveau du piège veineux et d'éviter ainsi le risque d'hypocalcémie.

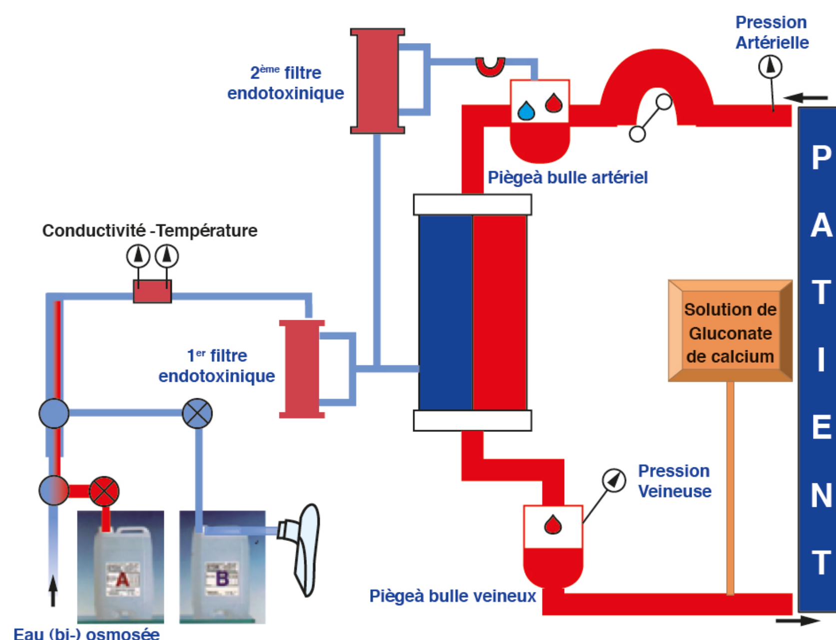


Figure N°7 : schéma représentatif de la technique d'hémodiafiltration en ligne au citrate

L'avantage des techniques d'hémofiltration et d'hémodiafiltration par rapport à l'hémodialyse conventionnelle est l'élimination des moyennes molécules (β2 microglobuline, médiateurs de l'inflammation,…). La technique d'hémodiafiltration en ligne est plus économique que celle de l'hémodiafiltration conventionnelle. Cependant, son inconvénient majeur, hormis son coût excessif par rapport à l'hémodialyse conventionnelle, est le risque d'endotoxinémie et/ou de bactériémie. Le non respect des consignes de désinfection du générateur, l'absence de changement périodique des filtres endotoxiniques et l'utilisation

d'une eau traitée fortement contaminée (avec un taux de contamination supérieure à 100 CFU/ml) en sont la cause.

Actuellement, certains types de générateurs offrent la possibilité d'utilisation de cette technique. Les opérations de la maintenance de ces générateurs doivent accorder une attention particulière aux systèmes de substitution (débit) et de filtration, car toute défaillance dans l'un ou les deux systèmes peut avoir des conséquences graves (hypovolémie ou surcharge hydro-sodée graves).

III.3. Biofiltration sans acétate :

Le dialysat utilisé est sans tampon (ni acétate, ni bicarbonate) éliminant ainsi les effets délétères de l'acétate pour le malade et les inconvénients liés à la formation de précipités de carbonate de calcium et de magnésium, pouvant causer un dysfonctionnement du système de circulation et de contrôle du dialysat.

La correction de l'acidose métabolique est assurée par la substitution d'un volume de bicarbonate de sodium de 6 à 8 litres par séance en cas d'utilisation de bicarbonate isotonique et d'un litre à 1,2 litres par séance, si le bicarbonate de sodium utilisé est hypertonique (84 ‰).

Le couplage de la substitution et de la dialyse est indispensable pour assurer la sécurité de cette technique et éviter les risques liés au dysfonctionnement de la substitution et/ou de la dialyse source d'acidose, d'alcalose, de surcharge ou d'hypovolémie.

Actuellement, peu de générateurs sont équipés de système permettant la biofiltration sans acétate avec substitution de bicarbonate isotonique. Pour la biofiltration sans acétate avec substitution de bicarbonate hypertonique appelée aussi hémodialyse sans acétate, aucun générateur n'est doté de pompe de substitution assurant la perfusion d'un débit de 200 à 300 ml/heure et asservie au générateur limitant ainsi la généralisation de la technique à large échelle en dépit de ses avantages.

La figure N°8, ci-dessous, illustre les schémas représentatifs des différentes techniques de dialyse.

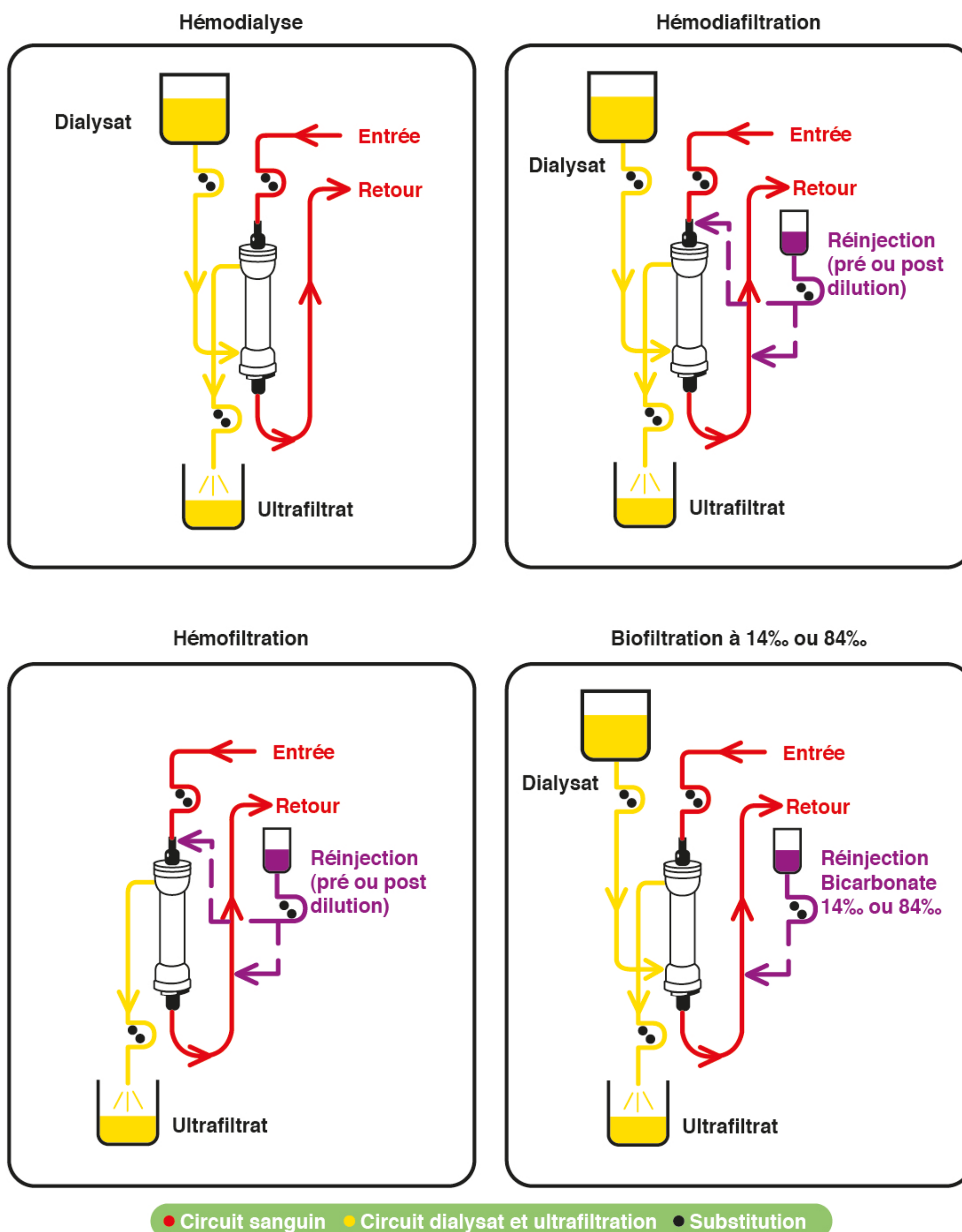


Figure N°8 : Schéma démonstratif des différentes techniques d'épuration extrarénale

IV.DESCRIPTION GENERALE D'UN GENERATEUR D'EPURATION EXTRARENALE :

Quel que soit le type de générateur utilisé pour l'hémodialyse périodique, il offre les possibilités suivantes :

- Une circulation sanguine extracorporelle,
- La préparation et la circulation du dialysat,
- L'épuration des toxines urémiques, la correction des troubles électrolytiques et acido-basiques,
- La soustraction de l'eau en excès,
- La désinfection automatisée du circuit dialysat,
- Le monitorage des paramètres de la circulation sanguine et du dialysat.
- La protection du malade contre les risques liés au dysfonctionnement du générateur.

D'autres possibilités existent pour certains générateurs et elles concernent essentiellement l'utilisation des techniques dérivées de l'hémodialyse conventionnelle (hémodiafiltration en ligne, biofiltration, etc…), le monitorage de l'efficacité de l'épuration de l'urée (rapport KT/V), la surveillance de la volémie perdialydique et la dialysance ionique.

Malgré l'existence des moyens de monitorage des différents paramètres de la dialyse, qui offrent de plus en plus de sécurité pour le patient dialysé, l'utilisation d'un générateur ne répondant pas aux normes ou son utilisation non conforme aux règles générales d'utilisation des dispositifs médicaux est source de mauvaise qualité de dialyse, d'incidents voire même d'accidents qui peuvent être très graves.
Le schéma N° 9 illustre un modèle descriptif d'un générateur d'épuration extrarénale.

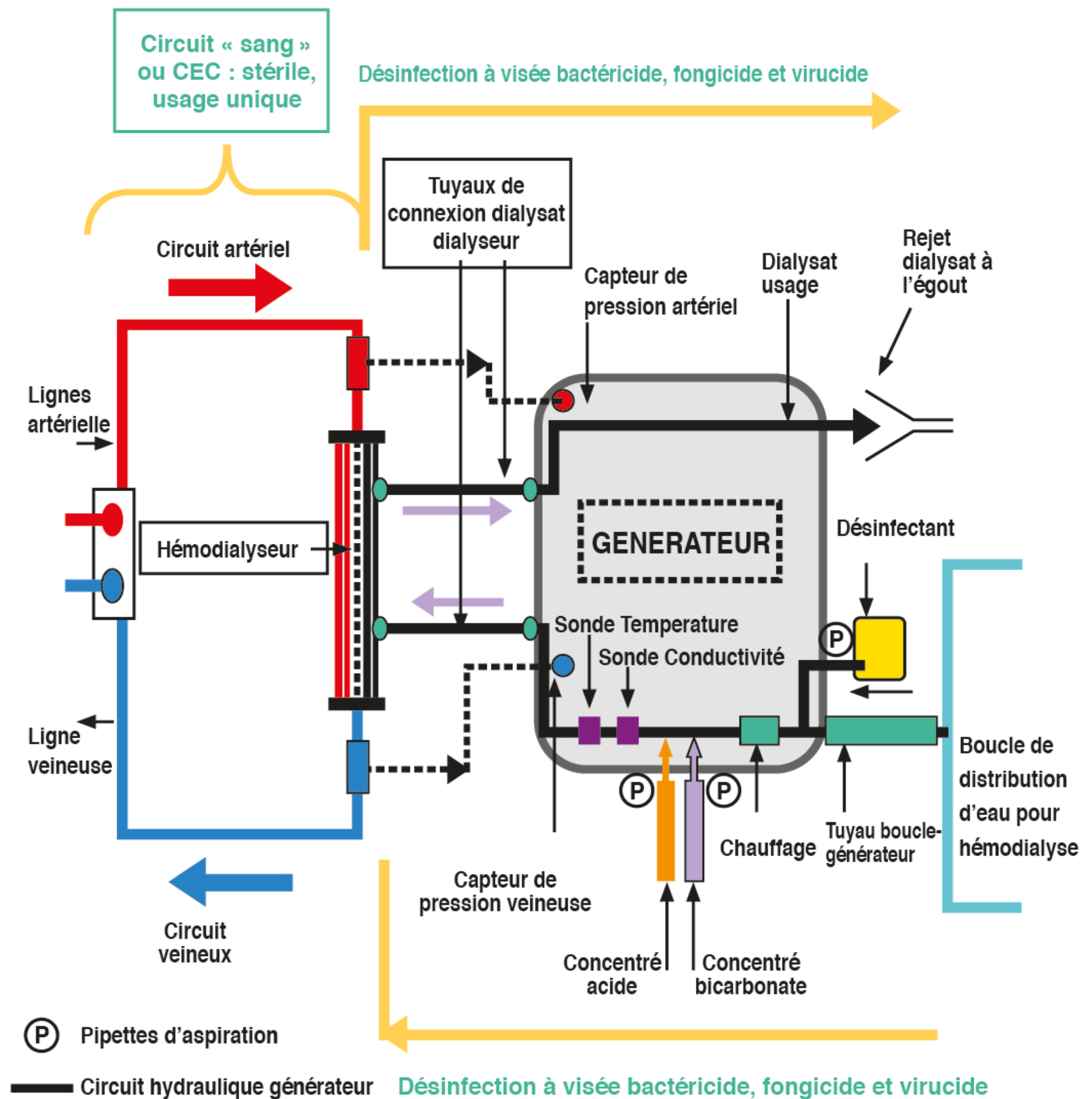


Figure N°9 : schéma représentatif d'un générateur d'épuration extrarénale

V. CIRCULATION SANGUINE EXTRACORPORELLE :

Afin d'éliminer les toxines urémiques et de rétablir l'équilibre hydroélectrique au cours de la séance de dialyse, le sang du malade doit passer à travers un filtre de dialyse et subir une circulation sanguine extracorporelle avant de retourner au malade (Figure N°10). Cette circulation sanguine extracorporelle se fait grâce à un circuit sanguin extracorporel, une pompe à sang et une pompe à héparine pour prévenir la coagulation du circuit.

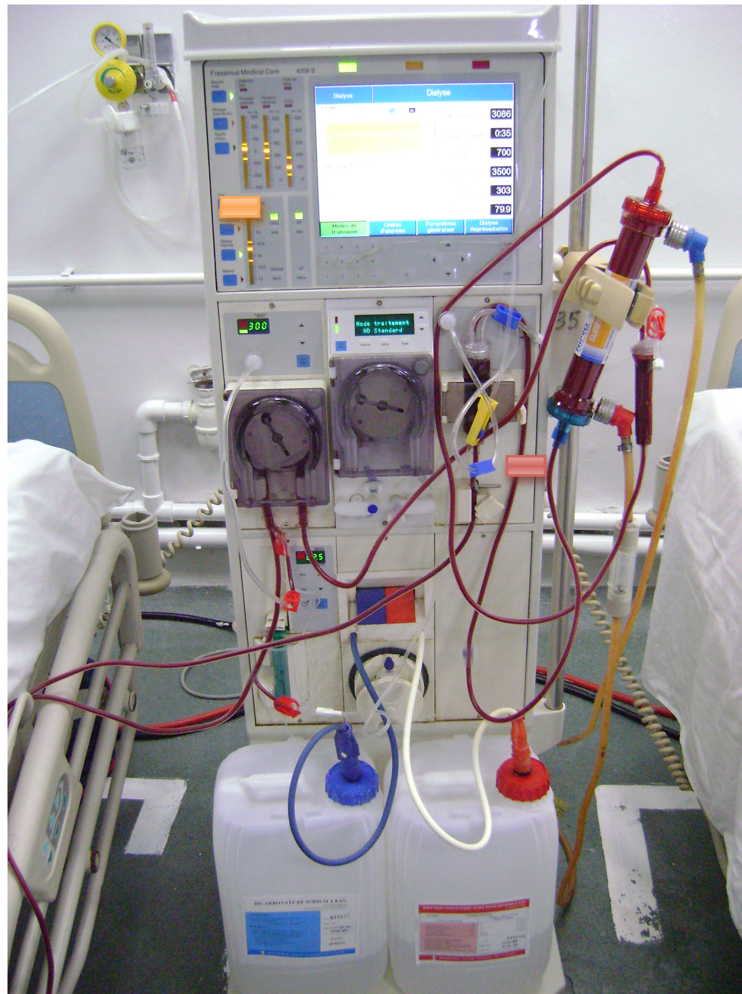


Figure N°10 : Séance de dialyse conventionnelle

V.1. Circuit sanguin extracorporel :

Le circuit utilisé pour assurer cette circulation sanguin extracorporelle comprend quatre parties (Figure N°11) : ligne artérielle, filtre de dialyse, ligne veineuse et pièges à bulles artériel et veineux.

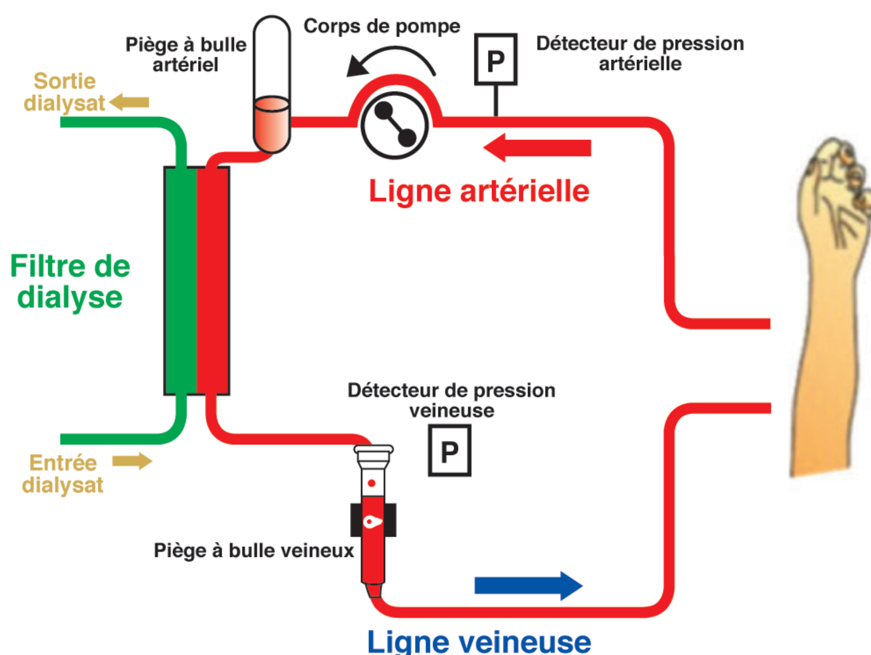


Figure N°11 : Schéma représentatif d'un circuit sanguin extracorporel

La ligne artérielle : Elle comprend un raccord luerlock qui assure une bonne étanchéité entre le circuit et l'accès au sang artériel (aiguille ou cathéter), un site de prélèvement de sang artériel, un raccord muni d'un filtre pour la mesure de la pression artérielle (P.A.) à l'entrée du circuit et qui se raccorde sur le capteur de la pression artérielle du générateur, un piège à air, et un segment de tubulure en plastique souple (silicone) qui se raccorde sur la pompe à sang du générateur. Ce segment est appelé corps de pompe du circuit sanguin extracorporel (C.S.E.C) (Figure N°12).

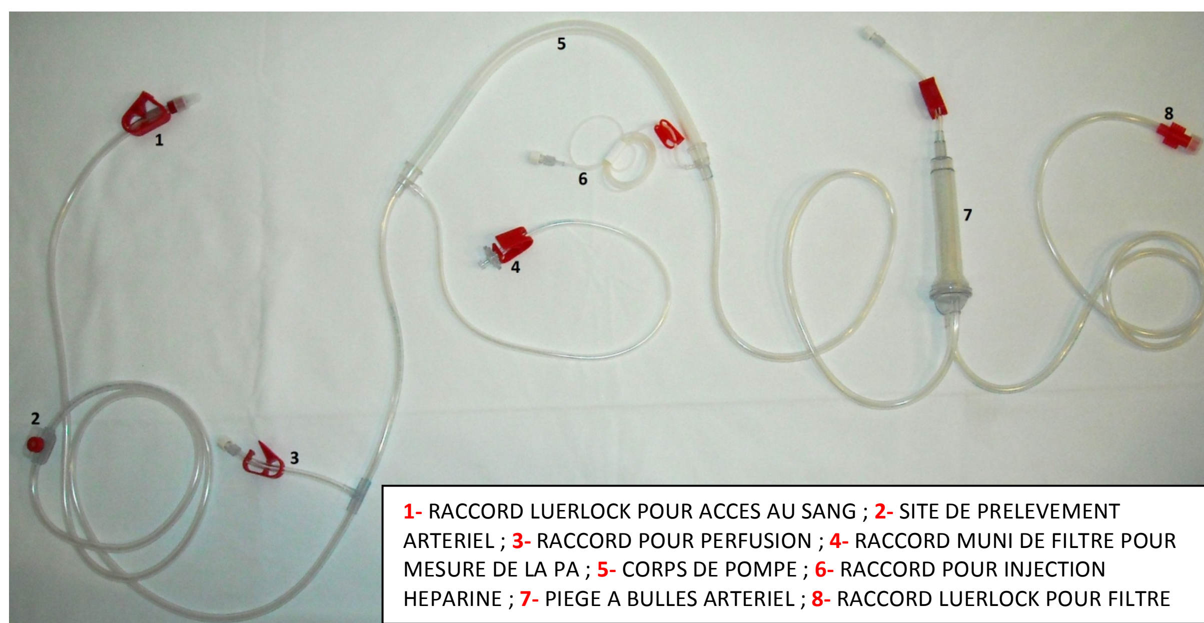


Figure N°12 : Ligne artérielle pour hémodialyse

Le filtre de dialyse : Il comprend deux raccords pour le sang (entrée pour le raccord avec la ligne artérielle et sortie pour le raccord avec la ligne veineuse) et deux raccords pour le dialysat (entrée et sortie). L'entrée et la sortie du sang et du dialysat se font à contre courant, afin de maintenir un gradient de concentration suffisant pour les échanges dialytiques. La membrane de dialyse support de ces échanges dialytiques est conditionnée le plus souvent sous forme de capillaires (10.000 capillaires environ par filtre de dialyse) où le sang circule à l'intérieur et le dialysat à l'extérieur (Figure N°13).

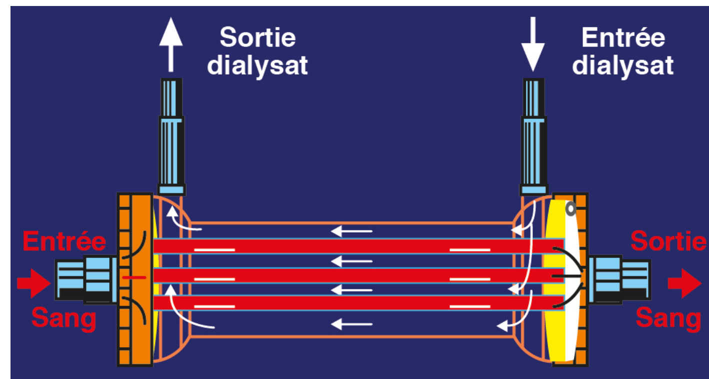


Figure N°13 : Filtre pour hémodialyse

La ligne veineuse : Elle comprend un raccord luerlock pour assurer l'étanchéité entre le circuit et l'accès au sang de retour (aiguille ou cathéter), un site de prélèvement de sang veineux, un raccord muni de filtre pour la mesure de la pression veineuse au niveau du piège veineux et qui se raccorde sur le capteur de la pression veineuse du générateur, le piège à bulles veineux, qui est inséré au niveau d'une enceinte du générateur muni d'un système de détection d'air (ultrasonique et colorimétrique) qui commande l'arrêt de la circulation sanguine extracorporelle en cas de détection d'air dans le piège veineux (Figure N° 14).



Figure N°14 : Ligne veineuse pour hémodialyse

Piège à bulles artériel et veineux : Le rôle du piège à bulle comme son nom l'indique est d'éviter le passage de l'air dans le filtre de dialyse (piège artériel) ou dans la circulation sanguine du malade (piège veineux). Dans le premier cas, le passage de l'air dans le dialyseur est source de baisse des performances de l'épuration. Dans le deuxième cas, un dysfonctionnement du corps du piège veineux du générateur est à l'origine d'accident grave (embolie gazeuse).

L'enceinte ou le corps du piège veineux au niveau d'un générateur à une dimension conçue pour contenir un piège du C.S.E.C de calibre bien déterminé. Par conséquent, toute utilisation de calibre non conforme risque d'entraîner des conséquences néfastes pour le générateur (cassure de la porte à piège à bulle veineux en cas d'utilisation de piège de grand calibre) ou pour le malade (arrêt fréquent de la séance par déplacement du piège de petit calibre dans le corps de piège veineux du générateur.

Le corps de piège à bulles veineux, grâce à son système de détection d'air par ultrason, permet d'assurer une sécurité parfaite contre le risque d'embolie gazeuse. Certains générateurs possèdent en plus du système de détection d'air par ultrason, un système qui permet la détection d'air par des procédés colorimétriques au niveau de la tubulure menant le sang du piège veineux vers le malade. Dans le but d'optimiser l'utilisation de ces moyens de sécurité, certaines règles doivent être respectées par les utilisateurs. Ces règles sont les suivantes : nettoyage régulier du corps du piège veineux avec une compresse imbibé de sérum physiologique notamment au niveau des capteurs à ultrason et colorimétrique, vérification des alarmes avant démarrage de la dialyse, abstention de désactiver les alarmes au cours de la dialyse et surtout pendant la restitution du sang au malade.

V.2. Pompe à sang :

La circulation sanguine extra corporelle est assurée grâce à une pompe péristaltique. Le débit sanguin optimal permettant d'obtenir une bonne dialyse chez un patient adulte est de 280 à 320 ml/min. Le calcul du débit demandé par l'utilisateur est réalisé par le générateur en intégrant le diamètre interne du corps de pompe de circuit sanguin extra corporelle et le nombre de tours par minute de la pompe à sang. Ainsi, le débit sanguin affiché par le générateur est un débit calculé. Ce débit calculé peut dans certaines situations surestimer le débit sanguin réel, source d'une sous dialyse. C'est le cas de dysfonctionnement de l'accès au sang avec baisse du débit (sténose de la bouche anastomotique de la fistule artérioveineuse (F.A.V), sténose proximale de la F.A.V. en amont de l'aiguille artérielle, mal position du cathéter de dialyse, etc…).

Le monitorage de la pression artérielle (P.A.) au niveau du C.S.E.C permet de suspecter le dysfonctionnement de l'accès au sang, en objectivant une baisse importante de la P.A. inférieure à moins 150 mm Hg. Cependant, le débit réel reste toujours non précisé. Certains générateurs sont en mesure d'estimer le débit sanguin réel dans le circuit et ceci en intégrant la valeur de la P.A. dans le calcul du débit.

Le diamètre du corps de pompe de la ligne artérielle du C.S.E.C doit être vérifié avant la séance de dialyse, chaque fois qu'on change de lot du C.S.E.C ou de générateur. Ceci permet d'éviter les erreurs de calcul du débit par le générateur. De même, la souplesse du corps de pompe du C.S.E.C doit être testée. En effet un corps de pompe trop rigide ne permet pas à la pompe sanguine d'assurer un écrasement parfait de la tubulure et réduit par conséquent le débit sanguin réel.

L'évaluation du débit réel de la pompe sanguine avant et à la fin de la séance de dialyse (recueil du sérum physiologique pendant une minute dans une éprouvette graduée) permet de tester la souplesse de la tubulure du corps de pompe, chaque fois qu'on change de lot du C.S.E.C, ainsi que l'occlusivité de la pompe à sang.

Habituellement et dans le but d'assurer une épuration optimale des toxines dans un intervalle de temps de 4 à 6 heures, le sang circule en continue dans l'hémodialyseur grâce à une circulation en biponcture (artère et veine). Dans certaines situations, la dialyse ne peut être assurée que par une seule voie couramment appelée dialyse en uniponcture (utilisation d'un cathéter monovoie, thrombose de l'une des deux voies du cathéter, fistule artérioveineuse difficile à piquer dans deux endroits différents, etc …). Dans ces cas, la circulation sanguine extracorporelle peut être faite grâce à deux possibilités : circulation par clic-clac ou circulation par double pompe à sang.

Circulation en uni ponction par clic-clac : c'est une technique de dépannage, car son utilisation prolongée entraîne une mauvaise qualité de dialyse. Cette technique ne doit être pratiquée que si on rencontre un problème sur l'une des aiguilles ou l'une des voies du cathéter au cours de la séance. Le recours à cette technique permet de garder le même C.S.E.C et de terminer la séance. Toutefois, un allongement de la durée et une augmentation des doses d'anticoagulants sont nécessaires pour atteindre la dose de dialyse recommandée.

Au cours de cette technique, La ligne artérielle et veineuse seront raccordées, à l'accès vasculaire restant ou unique, par l'intermédiaire d'une pièce en Y (Figure N°15 et N°16). La programmation des valeurs de pression veineuse extrêmes (maximale et minimale) permet au capteur de la pression veineuse de commander la pompe à sang et le clamp veineux de retour. Quand la pression veineuse atteint sa valeur maximale, le clamp veineux s'ouvre et le sang retourne au malade. A l'inverse quant la pression veineuse atteint la valeur minimale, le clamp veineux se ferme et le sang du malade rempli le C.S.E.C.

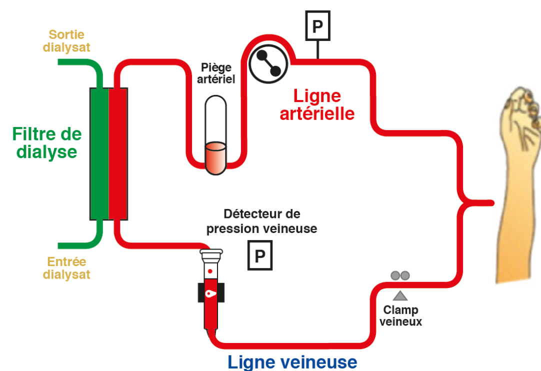


Figure N°15 : Circulation en uniponcture par clic-clac



Figure N°16 : Raccord en Y pour ponction en uniponcture

Circulation en uni-poncture par double pompes à sang : Dans ce mode de dialyse, une deuxième pompe à sang du générateur et un circuit sanguin extracorporel comportant une chambre d'expansion de 70 à 80 ml sont nécessaires. Dans ce système, les deux pompes fonctionnent d'une manière alternative (temps artériel, temps veineux) et le volume de sang épuré au cours de chaque cycle est fixé en fonction de la capacité de la chambre d'expansion. La qualité de la dialyse dépend de ce volume et du débit sanguin moyen. Ce dernier est calculé selon la formule suivante (somme du débit de pompe à sang artériel et du débit de pompe à sang veineux divisée par 4) (Figure N°17 et N°18).

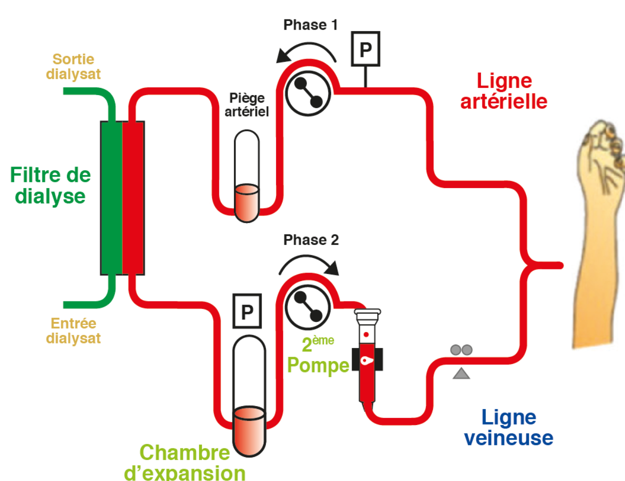


Figure N°17 : Circulation en uniponcture par double pompes



Figure N°18 : Générateur muni de double pompe à sang artérielle

Comme pour la technique par clic-clac une majoration du temps de dialyse et de la dose d'anticoagulant est nécessaire pour obtenir une bonne qualité épurative. Cependant, en cas d'utilisation de la technique à double pompe l'épuration est meilleure pour un même temps de dialyse. L'évaluation du pourcentage de réduction de l'urée et/ou le rapport KT/V est indispensable pour le choix du temps de dialyse optimal, de la surface du filtre, du débit de dialysat et du nombre de séances par semaine.

V.3. Pompe à héparine et anticoagulation du circuit sanguin extracorporel :

La circulation du sang au niveau du circuit sanguin extracorporel nécessite l'utilisation d'anticoagulant, afin d'éviter la formation de caillots dans le filtre, les pièges à bulles et le reste du circuit. Cette anticoagulation est assurée le plus souvent par une héparinisation continue en injectant de l'héparine en amont du filtre de dialyse (site de perfusion au niveau de la ligne artérielle) à l'aide d'une pompe à héparine (Figure N°19).

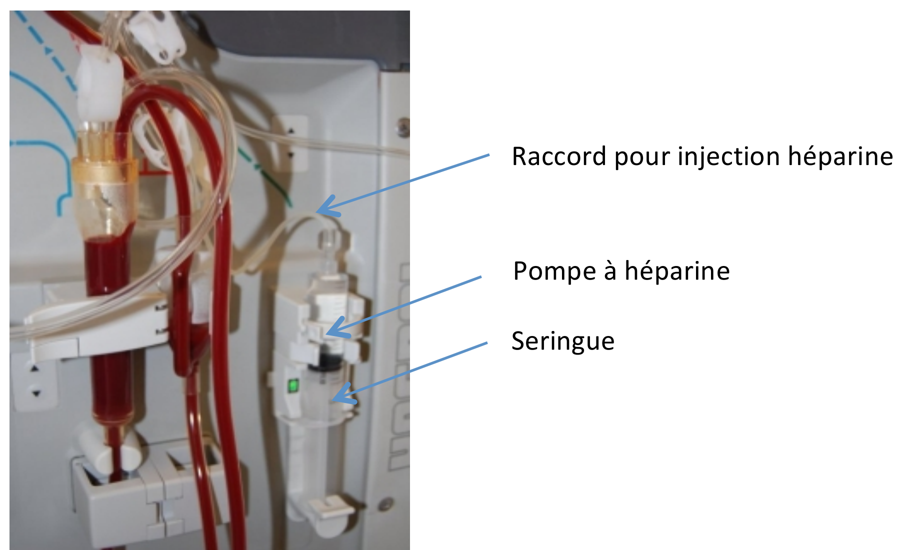


Figure N°19 : Pompe à héparine

Comme toutes les pompes d'injections de médicaments, le calibre de la seringue et la forme du piston doivent s'adapter au corps de la pompe à héparine du générateur afin d'éviter tout dysfonctionnement (arrêt ou vitesses excessive) source d'erreurs d'administration d'héparine. L'anticoagulation du C.S.E.C peut être assurée sans le recours à une pompe d'héparine du générateur. C'est le cas de l'utilisation des anticoagulants ayant une longue durée d'action qui couvre la séance d'hémodialyse (héparines de bas poids moléculaire) ou l'utilisation de l'héparine standard en bolus unique à intervalle régulier au cours de la séance.

VI. PREPARATION ET CIRCULATION DU DIALYSAT :

Le dialysat est une solution hydro électrolytique préparée instantanément au niveau du générateur à partir d'un concentré de dialyse et de l'eau traitée destinée à l'hémodialyse. Ce dialysat rentre en contact avec le sang du malade au niveau du filtre de dialyse à travers une membrane semi-perméable permettant ainsi les échanges hydro électrolytiques et acido-basiques, puis il sera rejeté dans le circuit d'eau usée (Figure N°20). Afin d'améliorer les échanges électrolytiques par diffusion, le gradient de concentration des électrolytes (potassium, calcium, bicarbonates, urée,…), de part et d'autres de la membrane doit rester élevée tout au long du filtre. Pour cela la circulation du dialysat doit se faire dans le sens inverse de la circulation sanguine.

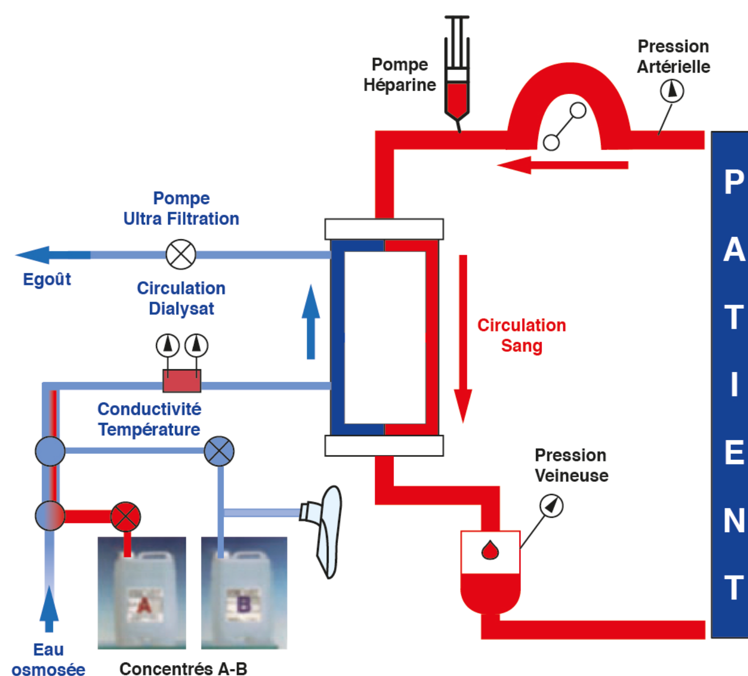


Figure N°20 : Préparation et circulation du dialysat

Les différentes phases de préparation et de circulation du dialysat sont les suivantes :

VI.1. Mélange proportionnel des concentrés :

Afin d'obtenir un dialysat ayant une composition électrolytique standard au cours de la technique d'épuration extrarénale de référence à savoir l'hémodialyse au bicarbonate, la dilution des concentrées se fait au 1/27 pour le concentré bicarbonate et au 1/35 pour le concentré acide à l'aide de pompes doseuses. Des variations de la concentration électrolytique, essentiellement du sodium et du bicarbonate présents en grande quantité au niveau du dialysat, peuvent être obtenu en agissant sur la dilution proportionnelle des concentrés (dialysat hypertonique ou riche en sodium : 144-146 meq/l, dialysat avec concentration variable en bicarbonate: 24 à 32 meq/l,…). La variation du taux de sodium au niveau de dialysat se fait en modifiant le volume de concentré acide dans le dialysat, quant à

la variation de la concentration de bicarbonate, elle se fait en modifiant le volume de concentré bicarbonate. Pour les autres électrolytes présents en faible quantité (potassium, calcium), la variation de leur taux au niveau du dialysat, se fait en choisissant le type de concentré acide (concentrés avec des teneurs variables en calcium (1 à 2 mmol/l) ou en potassium (2 à 3 mmol/l)).

Le contrôle de la composition électrolytique au niveau du générateur se fait grâce à des sondes qui mesurent d'une manière continue la charge électrique des électrolytes au niveau du dialysat appelée conductivité du dialysat. Cette conductivité est bien corrélée avec la concentration du sodium. Par conséquent, toute variation de la composition de la concentration du sodium au niveau du dialysat est accompagnée d'une variation de la conductivité. Le mélange entre concentrés et eau traitée peut se faire de deux manières différentes :

* Par méthode volumétrique nécessitant une cuve de mélange (chambre de mélange). Dans ce cas, un seul point de mesure de la conductivité (au niveau ou en aval de la chambre) est nécessaire ;

* Par asservissement en injectant en continu les concentrés bicarbonate et acide. Ce type de mélange nécessite la mesure de deux points de conductivité (conductivité eau traitée + acide, mélange acide + bicarbonate et/ou conductivité finale avant le passage dans le filtre).

Le concentré de bicarbonate utilisé pour la préparation du dialysat peut se présenter sous forme liquide ou sèche (granulé). Cette forme granulée permet de réduire le risque de contamination du dialysat. Dans ce cas, le passage de la forme sèche à la forme liquide se fait par injection à l'aide d'une pompe d'une quantité d'eau traitée en continue qui donne une solution ayant une concentration molaire de bicarbonate de sodium.

Au cours de la technique de B.S.A, le mélange proportionnel des concentrés nécessite l'utilisation d'une seule pompe ce qui réduit le coût d'entretien du générateur.

<u>VI.2. Réchauffement, dégazage et filtration du dialysat :</u>

Avant de rentrer en contact avec le sang du malade à travers la membrane de dialyse, le dialysat est réchauffé à une température légèrement supérieure à la température du corps (38 degré Celsius). Ce réchauffement permet d'éviter les déperditions thermiques au cours de la séance. Les bulles d'air formées lors de l'aspiration des concentrés, la préparation du mélange et du réchauffement du dialysat sont éliminées par un système de dégazage évitant ainsi leur passage dans le filtre de dialyse (source de baisse des performances épuratives et de coagulation du sang au niveau du filtre).

Le réchauffement du dialysat surtout en cas d'utilisation de concentré bicarbonate favorise la contamination bactériologique du dialysat et la libération de toxines

bactériennes. Ces toxines peuvent traverser la membrane du dialyseur et sont à l'origine de manifestations pathologiques aigues et chroniques (fièvre hypotension, amylose, etc…).

Actuellement, plusieurs types de générateurs sont dotés de filtres qui retiennent ces toxines. Ces derniers sont placés avant l'entrée du dialysat dans l'hémofiltre. Leurs capacités de rétention des toxines bactériennes diminuent avec le nombre de séances. Ces filtres doivent être changés après 100 séances en moyenne (Figure N°21).

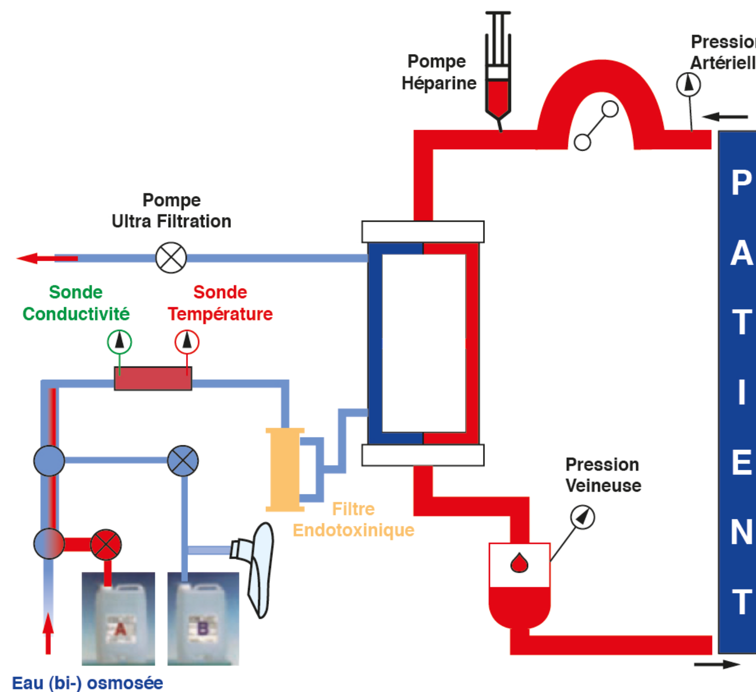


Figure N°21 : Schéma d'un générateur muni d'un filtre endotoxinique

VI-3. Circulation du dialysat :

Depuis sa préparation jusqu'à son élimination, le dialysat effectue une circulation avec un seul passage au niveau du dialyseur. Le débit du dialysat choisit par l'utilisateur varie selon les générateurs dans une fourchette allant de 300 à 1000 ml/min. En cas de détection d'anomalies d'un des paramètres monitorés au niveau du dialysat (conductivité, température, présence de traces de sang), le dialysat est dirigé vers l'égout avant son passage dans le dialyseur (by pass).

VI.4. L'ultrafiltration :

L'extraction du liquide en excès (prise de poids interdialytique) est assurée grâce à une pompe d'ultrafiltration qui exerce une pression négative au niveau du dialysat sortant du filtre. La maîtrise de l'ultrafiltration ou de la perte de poids est assurée par un système précis, afin d'éviter les modifications à long terme de l'équilibre hydrique du malade (hypovolémie avec hypotension artérielle ou hypervolémie avec hypertension artérielle et

œdème aigu des poumons). Deux principes de maîtrise d'ultrafiltration (UF) peuvent être utilisés : la maîtrise volumétrique et la maîtrise débimétrique.

a. Maîtrise volumétrique de l'UF : elle repose sur l'emploi d'électrovanne et de deux chambres généralement séparées par une membrane. Le principe est de travailler sur des volumes constants dans un système clos (Figure N°22) :

- Une chambre contient du dialysat frais (chambre 1) et l'autre du dialysat usé (chambre 2) ;
- Pendant que le dialysat usé est évacué de la chambre 2 vers l'égout et remplacé par du dialysat frais produit par le générateur, celui de la chambre 1 passe dans le dialyseur ;
- La pompe d'ultrafiltration prélève un certain volume. Le système étant fermé, un apport d'eau plasmatique, du sang vers le dialysat, est donc nécessaire pour compenser cette perte, suivant le même débit de l'UF ;
- Le dialysat qui sort du dialyseur est alors usé et retourne dans la chambre 1 ;
- Quand la chambre 1 est remplie de dialysat usé et la chambre 2 de dialysat frais, il y a un Switch des électrovannes et la dialyse est réalisée à partir de la chambre 2.

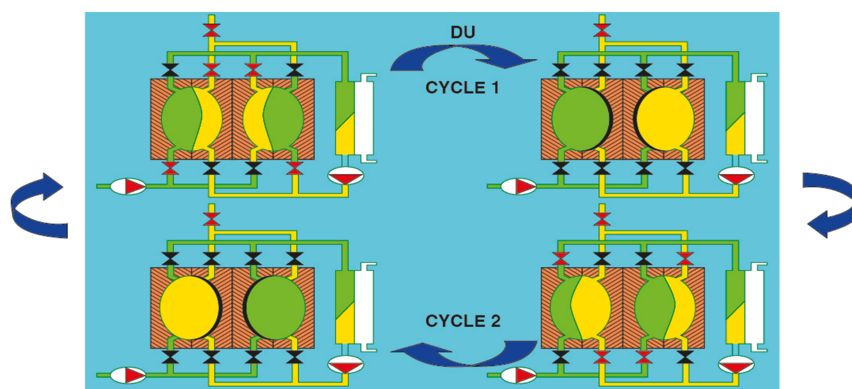


Figure N°22 : Schéma représentatif du contrôle volumétrique de l'ultrafiltration

Ce principe est très fiable, à condition qu'il n'y ait pas de fuite au niveau des chambres.

On peut aussi avoir un système avec double chambre muni d'huile de silicone séparé du dialysat frais et usée par des membranes. Le volume prédéfini d'huile est utilisé pour déterminer les volumes de dialysat en amant et en aval du filtre et donc de faire l'équilibrage volumétrique.

b. Maîtrise débimétrique de l'UF : cette maîtrise repose sur l'emploi de débitmètres et sur le principe suivant : le débit du dialysat en sortie du générateur est égal à la somme du débit

dialysat en entrée et du débit d'ultrafiltration (QDout = QDin+QUF). A partir de ce principe, deux procédés sont envisageables :

- On utilise une pompe UF et le maîtriseur doit alors s'assurer que le débit d'entrée est strictement égal au débit de sortie ;
- On n'utilise pas de pompe UF et la mesure de la différence des deux débits est suffisamment précise pour obtenir les résultats attendus.

VII. MONITORAGE DE LA DIALYSE :

Le générateur de dialyse assure le monitorage et le contrôle d'un certains nombres de paramètres dans le but d'obtenir une dialyse performante et dénuée de risque pour le malade (Figure N°23). Ce monitorage est réalisé au niveau du circuit sanguin et du circuit dialysat. Les paramètres monitorés concernent aussi bien le fonctionnement du générateur que l'efficacité et les performances de la dialyse. Certains générateurs proposent à l'heure actuelle un rétrocontrôle, c'est-à-dire une adaptation des consignes de dialyse en fonction des paramètres mesurés.

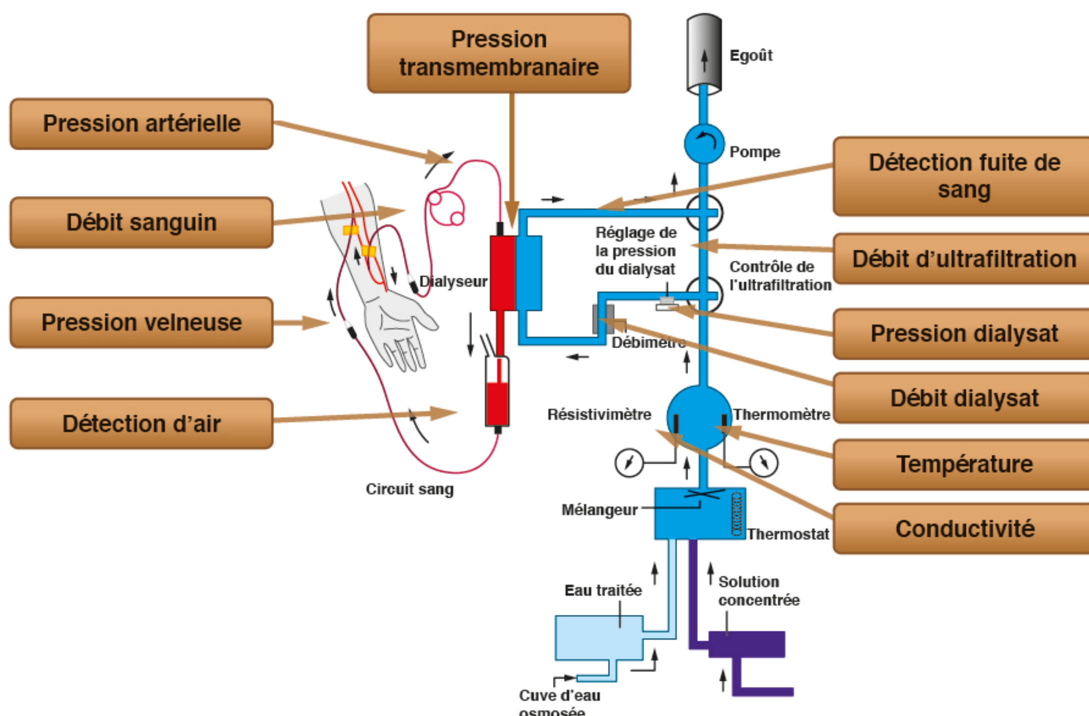


Figure N°23 : Paramètres contrôlés au niveau du circuit sanguin et du circuit dialysat

VII.1. Pression artérielle :

Le monitorage de la pression artérielle (PA) au niveau du C.S.E.C est réalisé à l'aide d'un capteur de pression protégé par un filtre bactériologique (filtre hydrophobe). Ce capteur mesure la pression (dépression ou pression négative) entre la pompe sanguine et l'accès vasculaire. Des valeurs de pression artérielle trop négative (inférieure à moins de 200 mm Hg) pour un débit sanguin habituel (280-300 ml/min) témoigne d'un dysfonctionnement de l'accès au sang (sténose, thrombose, mal position de l'aiguille,…). Certains générateurs tiennent compte de la valeur de la PA pour calculer le débit sanguin réel, celui-ci est d'autant plus faible quand la PA est très négative.

VII.2. Pression veineuse :

Comme pour la pression artérielle, la mesure de la pression veineuse (PV) est assurée à l'aide d'un capteur protégé par un filtre bactériologique. Ce capteur mesure la pression positive en aval du dialyseur (au niveau du piège veineux). Cette PV, nommée aussi pression de retour, permet de détecter en cas d'augmentation des valeurs, les anomalies et les obstacles qui gênent le retour veineux vers le malade (thrombose, plicature au niveau de la circulation de retour, etc…). La baisse de la PV est en rapport le plus souvent avec une déconnexion au niveau de l'accès au sang. Cependant, cette baisse de la PV ne peut détecter cette déconnexion que tardivement et après une perte de sang importante par le patient. En effet, la PV qui enregistre en réalité la pression au niveau du piège veineux, peut baisser légèrement sans pour autant atteindre la valeur minimale de détection des alarmes. C'est pour cette raison et afin d'éviter une hémorragie grave en cas de déconnexion du circuit veineux, que le seuil minimum de l'alarme de la pression veineuse doit être programmé pour correspondre à la valeur la plus proche possible de la valeur réelle sans toutefois déclencher des alarmes répétées gênant le déroulement de la séance de dialyse.

VII.3. Pression transmembranaire :

Cette pression correspond à la différence entre la pression moyenne côté dialysat et la pression moyenne côté sang de part et d'autre de la membrane de l'hémodialyseur. Elle fait donc appel à la connaissance de la pression à l'entrée du filtre en plus de la pression à la sortie du filtre (pression veineuse). En l'absence de capteur de pression à l'entrée du filtre (comme c'est le cas pour la plupart des générateurs), la valeur proposée est estimée par le constructeur du générateur en ajoutant une perte de charge dépendant du filtre à la pression veineuse.

Une élévation importante de la pression transmembranaire (P.T.M) signale un colmatage important de la membrane qui perd alors ses propriétés de transfert d'eau et de solutés. Une baisse importante de la P.T.M (inférieur à 30 mm Hg) en hémodialyse conventionnelle, en rapport avec l'utilisation d'un filtre de dialyse possédant un coefficient d'ultrafiltration élevée (supérieure à 20) ou l'utilisation d'un taux d'ultrafiltration faible (inférieur à 5 ml/kg/H), expose au risque de rétro filtration avec passage de toxines

urémiques et des toxines bactériennes du dialysat vers le sang du malade. Afin d'éviter ce phénomène, le générateur de dialyse limite la pression au niveau du dialysat de telle sorte que la P.T.M reste supérieure à 30 mm Hg et la différence entre la pression veineuse et la pression de dialysat soit toujours supérieure à 10 mm Hg tout au long du filtre.

Ce mécanisme permet de limiter les risques de rétro filtration, notamment au niveau du compartiment (entrée sang-sortie dialysat). En effet, la rétro filtration au niveau de cette zone du filtre est plus délétère pour le malade, étant donné que le dialysat renferme plus de toxines et de déchets. L'utilisation des filtres possédant un coefficient de perméabilité hydraulique très élevés majore le risque de rétro filtration si la technique de dialyse utilisée ne comporte pas une composante convective importante (hémofiltration ou hémodiafiltration). L'utilisation des filtres qui retiennent les toxines au niveau du circuit dialysat (disponibles dans plusieurs types de générateurs) limitent le risque d'exposition du patient aux toxines bactériennes en cas de rétro filtration.

VII.4. Température :

La température affichée au niveau du générateur correspond à la température du dialysat. Une température du dialysat entre 37 et 38 degré évite les déperditions thermiques au cours de la séance. Actuellement, il est démontré qu'une baisse minime de la température corporelle au cours de la séance de dialyse entre 36 et 35 degré, permet d'améliorer la tolérance hémodynamique et inversement son réchauffement est source d'hypotension par vasodilatation. Le module Blood Température Monitor (B.T.M) en plus de son intérêt pour le calcul du taux de recirculation, permet de contrôler les échanges thermiques durant la séance de dialyse à partir de l'enregistrement en ligne de la température du dialysat et du sang en amont et en aval du dialyseur. Il permet ainsi de moduler parfaitement les échanges et de définir une température optimale du sang du patient durant la séance.

Lors de la désinfection du générateur, le mode de désinfection thermique (associé ou non à une désinfection chimique) ramène la température de l'eau traitée au niveau du circuit dialysat à des valeurs avoisinantes les 90 degrés. Cette température améliore la désinfection et le nettoyage du circuit dialysat.

En général la température du dialysat est mesurée en trois points ou plus (en amont et en aval du dialyseur et à l'entrée de l'eau biosmosée).

VII.5. Conductivité :

La conductivité mesure la charge électrique de tous les électrolytes présents dans le dialysat et non pas le sodium seulement. Mais, étant donné que ce dernier est le cation le plus important dans le dialysat, la concentration du sodium dans le dialysat est bien corrélée avec la conductivité. L'utilisateur en prescrivant une conductivité au cours de la séance prescrit en réalité une concentration bien déterminée en sodium. L'utilisation d'une

concentration standard en sodium (sodium au niveau du dialysat à 140 ± 2 meq/l) est la résultante de la dilution du concentré acide au 1/34 et du concentré bicarbonate au 1/27. L'utilisation de concentration en sodium différente, dialysat hypotonique ($[Sodium]_{dialysat}$ inférieure à 138meq/l) ou hypertonique ($[Sodium]_{dialysat}$ supérieure à 142meq/l) est obtenue par modification de la dilution du concentré acide au niveau du générateur. La modification de la dilution du concentré acide est à l'origine d'un changement de la concentration des électrolytes qui sont présents en faible quantité (potassium, calcium, magnésium et acétate). Cependant ces modifications restent minimes. Par contre, la concentration du chlore qui est plus élevée que celle du sodium dans le concentré acide subit des variations parallèles avec le sodium.

Actuellement, plusieurs types de générateurs offrent la possibilité de faire varier la concentration de bicarbonate au niveau du dialysat, par modification de la dilution du concentré de bicarbonate de sodium molaire. Cette modification de la dilution entraine par conséquent une modification de la concentration du sodium au niveau du dialysat.

La concentration du sodium au niveau du dialysat conditionne la tolérance hémodynamique de la séance et notamment la tolérance à l'ultrafiltration. En effet, une concentration optimale de sodium au niveau du dialysat améliore le plasma refilling rate (PRR). Cette concentration du sodium au niveau du dialysat est maintenue le plus souvent stable tout au long de la séance. L'utilisation d'un profil de sodium variable au cours de la séance peut être prescrite sur la plupart des générateurs. C'est le cas d'un profil sodique utilisant une concentration de sodium élevée au début de la séance, puis décroissante par la suite permettant ainsi d'améliorer la tolérance hémodynamique face à une ultrafiltration importante au début de séance sans risque d'hyper natrémie post dialytique.

D'autres profils existent avec comme objectif l'amélioration de la tolérance hémodynamique de la séance de dialyse. Actuellement la mesure de la conductivité du dialysat à l'entrée et à la sortie du filtre permet d'apprécier dans certains types de générateurs, la clairance ionique du filtre et par conséquent sa qualité épurative.

VII.6. Ultrafiltration et monitorage de la volémie :

La perte de poids désirée par l'utilisateur au cours de la séance est assurée grâce à une ultrafiltration précise (maitriseur de l'ultrafiltration). Cette ultrafiltration peut être fixe tout au long de la séance ou variable (le plus souvent décroissante) ou couplée avec un profil de sodium variable. Cette ultrafiltration, comme la concentration du sodium du dialysat, conditionne la tolérance hémodynamique per-dialytique. Le monitorage de la volémie per-dialytique permet d'apprécier cette tolérance hémodynamique voir de l'améliorer.

De nombreux générateurs fournissent actuellement une estimation en temps réel de la variation du volume sanguin : Blood Volume Sensor (Gambro®), Hemoscan (Hospal®), Blood Volume Monitor (frésénius®). Le principe du monitorage de la volémie repose sur la

variation per-dialytique de la concentration de l'hémoglobine en fonction de l'ultrafiltration. En effet, l'augmentation de la concentration du taux d'hémoglobine est bien corrélée avec la baisse de la volémie.

Une baisse importante et rapide du volume sanguin peut entraîner des malaises et des hypotensions artérielles. Ces chutes de la pression artérielle peuvent être prévenues, en contrôlant en temps réel la variation de la volémie et en modifiant « à la main » le profil d'UF ou de la conductivité. Il est également possible sur certains générateurs, après un suivi prolongé du patient, de programmer des profils d'UF ou de conductivité adaptés pour rester dans une cinétique acceptable de baisse de volémie, permettant ainsi de prévenir la survenue des hypotensions artérielles. Enfin un bolus de sodium administré automatiquement par le générateur dans le bain de dialyse permet de contrer une hypovolémie par un appel d'eau intracellulaire du fait de l'augmentation de la conductivité du dialysat.

VII.7. Monitorage de l'épuration (dose de dialyse et taux de recirculation) :

La clairance (K) d'une molécule traduit l'efficacité de son transfert au niveau de l'hémodialyseur. A partir de cette clairance on peut mesurer la dose de dialyse ou l'épuration de cette molécule au cours d'une séance par la formule (KT/V) où K correspond à la clearance de l'hémodialyseur ou du filtre pour une molécule donnée, qui est donnée par le fabriquant, T est le temps de dialyse et V le volume de répartition de la molécule dans le corps du patient.

La clearance K donnée par le fabriquant ne correspond pas exactement à la clearance au cours de la séance de dialyse (colmatage des capillaires du filtre, présence de bulles d'air, etc…). Pendant des décennies, la dose de dialyse KT/V est calculée à partir de la seule mesure de la concentration plasmatique de l'urée en début et en fin de séance (KT/V urée = Log urée avant dialyse / urée après dialyse).

Actuellement l'utilisation des générateurs qui mesurent la dialysance ionique ou clearance (K) sont en mesure de monitorer sans prélèvement sanguin (urée) et d'une manière continue le rapport KT/V.

Le principe de mesure vient du fait que les ions présents dans le dialysat représentent l'ensemble des ions quantitativement importants dans le plasma. leur cinétique de transfert dans le dialyseur est semblable à celle de l'urée. En conséquence, la dialysance ionique devrait être proche de la dialysance de l'urée, elle-même égale à la clairance de l'urée (K urée) puisque celle-ci est absente du dialysat délivré au dialyseur. En

conséquence, suivre la dialysance ionique c'est suivre exactement et en temps réel, la qualité de l'épuration du dialyseur et la dose de dialyse délivrée au malade.

Le principe de calcul de la dialysance ionique repose sur une variation de la conductivité du dialysat durant un temps précis et sur la mesure de la conductivité à l'entrée et à la sortie du dialysat. Ce principe est utilisé par certains générateurs Hospal® et Gambro®, grâce au module Diascan, et certains générateurs Frésénius® grâce au module OCM. Chacun de ces modules est constitué d'une électrode de conductivité placée dans le circuit hydraulique du générateur en sortie du dialyseur et d'un logiciel spécifique. Ces modules mesurent la dialysance ionique (K) et la dose de dialyse (KT/V) permettant ainsi d'offrir aux cliniciens des informations précises sur l'efficacité de l'épuration (Figure N°24).

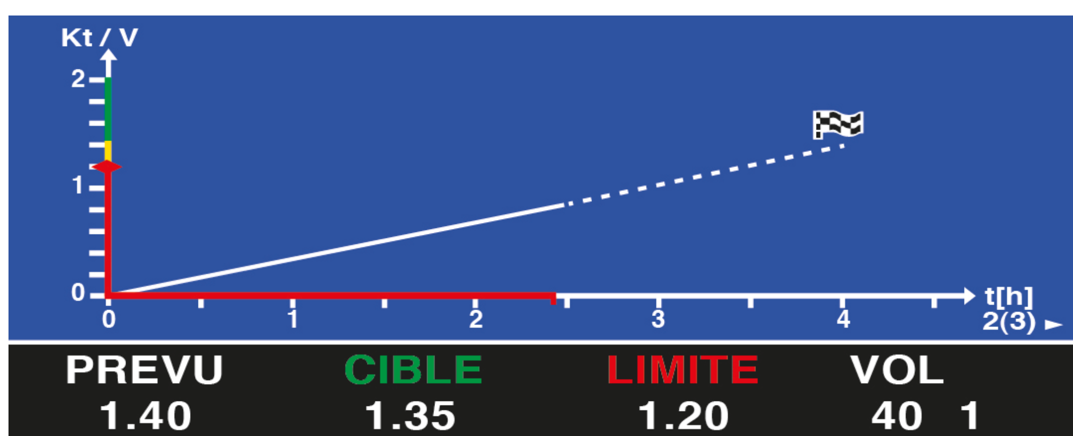


Figure N°24 : Monitorage du rapport KT/V avec possibilité de fixer la valeur de Kt/V cible

L'intérêt de la mesure de la dialysance ionique est qu'elle peut être répétée au cours de la séance. Les nouveaux générateurs dotés de modules permettant la mesure de cette dialysance affichent en continu l'évolution du KT/V lors du déroulement de la séance et représentent en conséquence un outil de contrôle qualité de la séance tout à fait précis. La valeur cible de fin de traitement est affichée à l'écran permettant ainsi la comparaison avec le KT/V prescrit et la possibilité de corriger toute dérive de prescription qui aurait pu être détectée.

En plus, des performances épuratives du dialyseur, l'efficacité d'une séance de dialyse dépend aussi du taux de recirculation au niveau de l'accès au sang (cathéter ou fistule artérioveineuse). Ce taux de recirculation du sang est défini par le pourcentage du volume sanguin épuré qui repasse dans le circuit extracorporel sans avoir passé par la grande circulation sanguine, c'est-à-dire une partie du sang est réinjectée au patient par l'aiguille veineuse et revient directement dans l'aiguille artérielle (Figure N°25). Ce sang, non chargé en toxines urémiques, est à l'origine d'une dilution des toxines. L'augmentation du taux de recirculation est à l'origine donc d'une baisse des performances de la dialyse dans des conditions équivalentes.

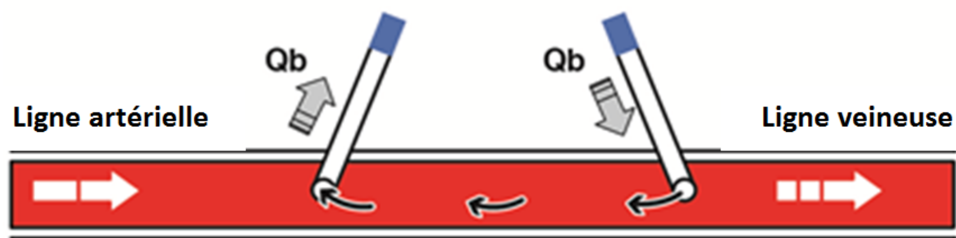


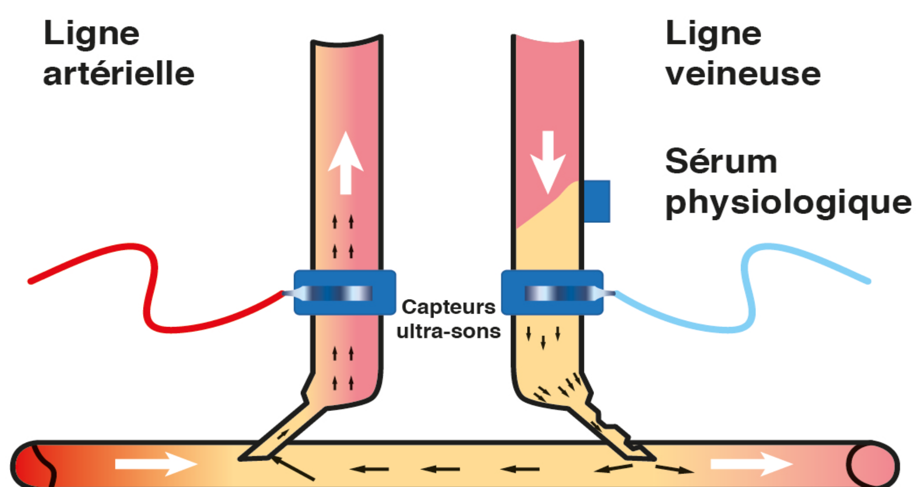
Figure N°25 : Recirculation du sang entre aiguille artérielle et aiguille veineuse

Cette recirculation peut être évaluée soit par l'étude de la variation de la température du sang entre ligne veineuse et ligne artérielle du circuit sanguin extracorporel ou méthode thermique soit par la méthode conductivimétrique.

- **Méthode thermique :**

Plusieurs méthodes sont proposées selon le type du générateur.

❶ **Mesure ultrasonique :** Cette méthode réalisée par le module Transonic des générateurs Gambro®, est basée sur la mesure de la variation de la température du sang au niveau du circuit artériel sous l'influence d'une variation de la température du sang au niveau du circuit veineux. La mesure ultrasonique est faite grâce à deux capteurs à ultrasons clipsés sur les lignes artérielles et veineuses du circuit sanguin extracorporel. Une recirculation est notée si le capteur de la ligne artérielle détecte le bolus de 10 ml de sérum physiologique injecté sur la ligne veineuse. Le taux de dilution de sang par le sérum physiologique retrouvé dans la ligne artérielle par le capteur artériel, sera déterminé par un calcul mathématique informatisé qui donnera le taux de recirculation (Figure N°26).



***Bleu** = Bolus veineux détecté*

***Rouge** = Bolus retrouvé en partie dans la ligne artérielle donc RECIRCULATION*

Figure N°26 : Détermination du taux de recirculation par les générateurs Gambro

❷ **Mesure par thermodilution :** Cette méthode réalisée par le module Blood temperature Monitor (BTM) des générateurs Frésénius, est basée sur la mesure de la variation de la température du sang au niveau du circuit artériel sous l'influence d'une variation de la température du dialysat : refroidissement du dialysat responsable du refroidissement du sang veineux, puis mesure de la température au niveau artériel (Figure N°27). Si celle-ci diminue, il y a recirculation.

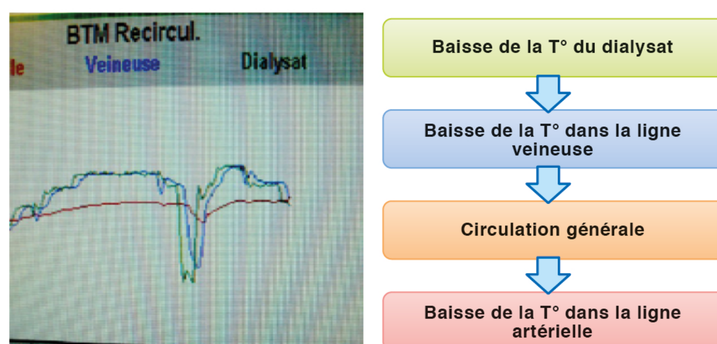


Figure N°27: Détermination du taux de recirculation par les générateurs Frésénius

- **Méthode conductivimétrique :** La méthode conductivimétrique permet de déterminer la dialysance ionique tout en prenant compte de la recirculation. Une variation imposée de la conductivité du dialysat délivrée par le générateur modifie la conductivité plasmatique à la sortie du dialyseur. En cas de recirculation, cette dernière va retentir sur la conductivité plasmatique à l'entrée du dialyseur, modifier en conséquence le transfert ionique à travers la membrane dialysante et finalement intervenir sur la valeur de la dialysance ionique. En conséquence, sur les générateurs disposant de la mesure de la dialysance ionique, la recirculation est appréciée indirectement par une baisse des valeurs de référence de la dialysance ionique. Le rapport dialysance relevée sur le générateur sur celle attendue (déterminée par le médecin suivant le type de dialyseur), reporté sur le graphique ci-dessous, permet de déterminer le taux de recirculation (Figure N°28).

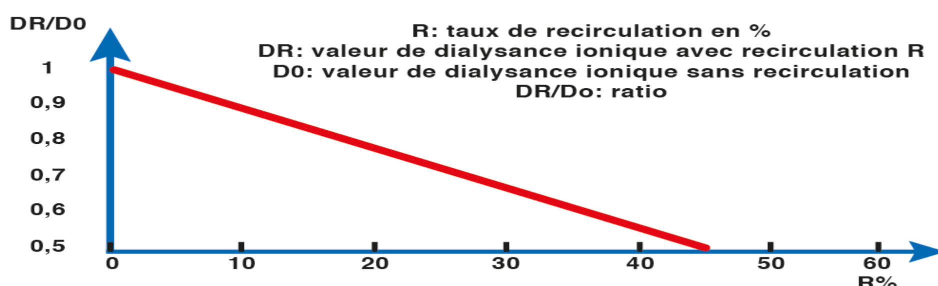


Figure N°28 : Correspondance entre dialysance et taux de recirculation

VII.8. Mesure de la pression artérielle du patient:

Le suivi régulier et rapproché de la pression artérielle du patient au cours de la séance de dialyse permet de prévenir les fluctuations et la chute de celle-ci. Si le monitorage de la pression artérielle est couplé au système de variation de l'ultrafiltration, ce dernier peut générer un profil d'UF adapté à chaque patient. La plupart des générateurs sont actuellement équipés de tensiomètres en séries ou en option. Le module Blood Pressure Monitor (BPM), permet l'affichage de la pression artérielle (pression systolique, diastolique, moyenne et du pouls).

VIII. LES ALARMES :

Ces alarmes concernent l'ensemble des paramètres mesurés aussi bien sur le circuit sanguin que sur le circuit dialysat. Ces alarmes visent à détecter soit des écarts des paramètres mesurés (conductivité, température, pression, etc…), soit la détection des événements non souhaités au cours de la séance (présence d'air dans le sang, fuite de sang dans le dialysat, baisse du débit de dialysat, …).

La fonctionnalité des alarmes doit être vérifiée avant le démarrage de la séance (Test générateur). L'utilisateur ne doit en aucun cas bloquer le fonctionnement de ces alarmes ou écarter d'une manière importante les limites de détection (supérieure et inférieure) de la valeur souhaitée du paramètre monitoré.

Les alarmes sont visuelles et sonores. Une fois déclenchées, le générateur réagit pour protéger le malade contre les risques de dysfonctionnement détectés, en attendant la correction de l'anomalie par l'utilisateur ou le service technique.

Les causes d'alarmes au cours d'une séance de dialyse ainsi que la réaction du générateur et l'intervention de l'utilisateur figurent dans le tableau N°4 :

Tableau N°4 : Type et cause des alarmes, réaction du générateur et conduite à tenir de l'utilisateur

Alarme	Causes de l'alarme	Réaction du générateur	Intervention de l'utilisateur
Pression artérielle (valeur minimale)	▪ Débit sanguin demandé non adapté aux possibilités de l'accès au sang ▪ Cathéter artériel mal positionné ou obstrué. ▪ Sténose ou thrombose en amont de l'aiguille artérielle	▪ Arrêt pompe à sang ▪ Dérivation dialysat ▪ Arrêt pompe à héparine	▪ Régler le débit sanguin aux possibilités de l'accès au sang en attendant la correction du dysfonctionnement de l'accès au sang (Corriger la position du cathéter, désobstruction de l'accès au sang etc …)
Pression veineuse (valeur maximale)	▪ Débit sanguin trop élevé par rapport au possibilité de drainage veineux ▪ Cathéter veineux mal positionné ▪ Coagulation partielle ou totale	▪ Arrêt pompe à sang ▪ Dérivation dialysat ▪ Arrêt pompe à héparine	▪ Régler le débit sanguin aux possibilités de retour veineux. ▪ Corriger la position du cathéter ▪ Changer filtre et circuit veineux

	du sang au niveau du filtre et/ou du piège veineux ▪ Sténose ou thrombose en aval de l'aiguille veineuse		▪ Traitement de la sténose ou thrombose de l'accès au sang
Pression veineuse (valeur minimale)	▪ Débit sanguin trop bas ▪ Déconnexion accès au sang	▪ Arrêt pompe à sang ▪ Fermeture du clamp au niveau tubulure du retour veineux ▪ Dérivation dialysat ▪ Arrêt pompe à héparine	▪ Régler le débit sanguin aux besoins du patient ▪ Réinstallez les connexions
Détecteur d'air	▪ Niveau sang dans le piège à bulles trop bas ▪ Débit sanguin trop élevé (formation de mousses) ▪ Utilisation d'un piège à bulles non adapté au corps du détecteur à air ▪ Piège à bulles trop haut ▪ Piège à bulles déformés (si circuit installé plusieurs heures avant le traitement) ▪ Unité détecteur d'air (DA) non fermée	▪ Arrêt pompe à sang ▪ Fermeture clamp tubulure ▪ Dérivation dialysat ▪ Arrêt pompe à héparine	▪ Rétablir le niveau correct du sang ▪ Régler le débit sanguin ▪ Utiliser le système de tubulure d'origine et/ou un piège à bulles adapté ▪ Positionner le piège à bulle juste avant la dialyse ▪ Fermer l'unité DA
Débit sanguin artériel perturbé	▪ Capot pompe à sang ouvert ▪ Pompe surchargée (coup de pompe) en raison de l'utilisation d'un C.S.E.C incorrect et/ou mauvais réglage de la pompe à sang	▪ Arrêt pompe à sang ▪ Dérivation dialysat ▪ Arrêt pompe à héparine	▪ Fermer le capot ▪ Vérifier le C.S.E.C. et/ou le réglage des rouleaux de la pompe à sang
Alimentation En eau perturbée	▪ Pression eau trop basse ▪ Robinet arrivée d'eau fermé ▪ Tuyau mal raccordé ▪ Tuyau arrivé d'eau coudé ▪ Electrovanne magnétique d'eau non ouverte ou vanne réductrice de pression mal réglée	▪ Chauffe-eau éteint ▪ Arrêt de toutes les pompes (sang, héparine) ▪ Dérivation dialysat	▪ Vérifier la pression d'arrivée d'eau ▪ Ouvrir le robinet ▪ Vérifier le raccordement ▪ Vérifier le tuyau d'arrivée d'eau
Débit du dialysat perturbé	▪ Tuyau d'évacuation bain de dialyse coudé ou trop haut	▪ Dérivation du dialysat	▪ Vérifier le tuyau d'évacuation
Conductivité perturbée	▪ Raccordement concentré mal fait ou circuit de l'aspiration du concentré obstrué ▪ Concentré non-conforme ▪ Sonde de mesure de la conductivité sale	▪ Dérivation du dialysat	▪ Raccorder de façon correcte le concentré ▪ Vérifier le circuit d'aspiration ▪ Choisir le bon concentré ▪ Détartrage du circuit dialysat du générateur
Risque d'ultrafiltration inverse (PTM trop basse)	▪ Volume d'UF très faible ▪ Coefficient d'ultrafiltration de dialyseur trop élevé par rapport à l'UF demandée ▪ Dysfonctionnement débit dialysat	▪ Dérivation dialysat	▪ Augmenter le volume d'UF ▪ Utiliser un dialyseur avec coefficient plus bas ou adapter l'ultrafiltration en fonction du coefficient d'UF du filtre ▪ Corriger le dysfonctionnement du débit de dialysat

Fuite de sang	▪ Rupture ou fissure au niveau du dialyseur ▪ Détecteur fuite de sang souillé	▪ Dérivation dialysat ▪ Arrêt pompe à sang et pompe à héparine	▪ Changer le dialyseur ▪ Nettoyer le détecteur de fuite de sang
Mesure de l'UF perturbée	▪ Electrode de mesure de l'UF sale	▪ Dérivation dialysat	▪ Sélectionner le mode de fonctionnement PTM constante et poursuivre la dialyse. En fin de séance, désinfecter et détartrer correctement le circuit dialysat

IX. DESINFECTION ET MAINTENANCE DU GENERATEUR :

L'opération de désinfection et de maintenance revêt un intérêt capital et toute négligence dans sa réalisation expose le patient à des risques parfois graves. Après chaque séance de dialyse, la surface externe du générateur doit être nettoyée avec une solution désinfectante appropriée. Les capteurs de pressions artérielles et veineuses doivent être protégés du sang du circuit sanguin extra corporal par des filtres bactériologiques. Ces actions permettent de prévenir le risque d'infection croisée entre les malades et notamment la transmission de l'hépatite virale (B et C).

La désinfection du circuit dialysat fait appel à l'utilisation d'un désinfectant chimique qui possède des propriétés de nettoyage des matières organiques (urée, créatinine…), de décalcification ou détartrage (cristaux de carbonate de calcium et de magnésium) et une activité bactéricide, virucide et fongicide.

La désinfection chimique est utilisée au mieux en association avec une désinfection thermique. Cette association améliore le nettoyage des matières organiques et le détartrage. L'efficacité de la désinfection doit être contrôlée par la vérification du volume aspiré (qui doit correspondre au même volume préconisé par le fabriquant et prescrit par l'utilisateur) et par le contrôle bactériologique régulier du dialysat. Une contamination bactériologique du dialysat supérieure 100 C.F.U/ml après une séance de dialyse de 4 heures témoigne d'une mauvaise désinfection du générateur.

Les opérations de maintenance doivent concernées toutes les fonctions du générateur et tout le système de monitorage en insistant tout particulièrement sur les éléments qui en l'absence de bon fonctionnement risque d'entraîner des accidents graves. Le tableau N°5 montre les différentes actions de contrôle qualité qui doivent être effectuées périodiquement par le personnel soignant et technique et le tableau N°6 montre les risques associés au dysfonctionnement du générateur.

Tableau N°5 : Actes de contrôle qualité et de maintenance préventive du générateur et leurs périodicités

Actes de contrôle	Périodicité
Contrôler le bon déroulement de l'auto test	Journalière
Vérifier la propreté du générateur	Journalière
Vérifier le bon fonctionnement du système d'ultrafiltration	Journalière
Vérifier l'état des tuyaux dialysat	Journalière
Vérifier le bon état du circuit d'arrivée d'eau	Journalière
Vérifier le bon état du circuit de rejet	Journalière
Contrôler le bon affichage des voyants	Journalière
Contrôler le bon fonctionnement de la désinfection	- Contrôle du volume de désinfectant aspiré tous les 3 jours - Contrôle bactériologique (1 fois par mois)
Effectuer l'étalonnage des mesures de conductivité	Chaque maintenance préventive
Vérifier les pressions veineuses, artérielles et autres pressions.	Chaque maintenance préventive
Effectuer l'étalonnage des mesures de température	Chaque maintenance préventive
Vérifier le bon fonctionnement du détecteur d'air	Chaque maintenance préventive
Vérifier le bon fonctionnement du détecteur de sang	Chaque maintenance préventive
Vérifier l'absence de courant de fuite sur les parties appliquées au patient	Chaque maintenance préventive
Vérifier le déclenchement des alarmes.	Chaque maintenance préventive
Vérifier le bon fonctionnement de la pompe à sang (occlusivité, état général des rotors-capot, etc…)	Chaque maintenance préventive
Vérifier le bon fonctionnement du déclenchement de la dérivation du dialysat	Chaque maintenance préventive
Effectuer l'étalonnage des mesures de pression transmembranaire	Chaque maintenance préventive
Effectuer l'étalonnage des mesures de débit	Chaque maintenance préventive
Vérifier l'intégrité du câble secteur et de la prise électrique du générateur	Chaque maintenance préventive
Contrôler la sauvegarde des paramètres au redémarrage en mode dialyse, en cas de coupure secteur	Chaque maintenance préventive
Vérifier la mobilité et l'efficacité des freins	Chaque maintenance préventive
Vérifier le bon fonctionnement du système d'uni poncture	Chaque maintenance préventive
Vérifier l'intégrité des supports du dialyseur et des pièges du circuit artério-veineux	Chaque maintenance préventive
Vérifier le bon fonctionnement de la pompe à héparine	Chaque maintenance préventive
Vérifier l'état du site de prélèvement du dialysat	Chaque maintenance préventive
Vérifier la propreté des filtres à air et le fonctionnement du ventilateur	Chaque maintenance préventive

Tableau N°6 : Risques cliniques associés au dysfonctionnement du générateur

Nature du dysfonctionnement	Risque
Mauvais déroulement de l'autotest	Si l'autotest ne passe pas, il ne faut pas le shunter et brancher le patient sur générateur. Dans le cas contraire, il y'a un risque de non détection des pannes.
Mauvais fonctionnement du détecteur d'air	Embolie gazeuse.
Mauvais fonctionnement de la désinfection	Contamination bactérienne et/ou mycologique avec comme conséquences : réaction infectieuse, septicémie, réaction inflammatoire etc...
Problème de fonctionnement des freins	Risque de déconnection du circuit sanguin extra corporel et possibilité d'hémorragie externe grave.
Filtres à air sales et mauvais fonctionnement du ventilateur	Possibilité d'élévation de la température du dialysat, avec risque d'hyperthermie.
Câble secteur et prise dégradés	Risque de dysfonctionnement ou d'arrêt intempestif du générateur et risque de courant de fuite au patient si fil de terre coupé (risque d'électrocution).
Courant de fuite sur parties appliquées au patient non-conforme	Risque d'électrocution.
Mauvais fonctionnement du détecteur de sang	Risque d'hémorragie et de contamination du sang par le dialysat.
Mauvais réglage du débit de pompe à sang (trop élevé ou trop bas)	▪ Si débit élevé : risque d'hémolyse ▪ Si débit bas : mauvaise dialyse.
Mauvais fonctionnement des capteurs des pressions veineuse et artérielle	▪ Pour la pression artérielle : l'absence de détection d'une baisse de la P.A expose au risque de mauvaise dialyse par baisse importante du débit sanguin réel. ▪ Pour la pression veineuse : l'absence de détection d'une augmentation de la pression dans le circuit expose au risque d'hémorragie par rupture du dialyseur.
Dysfonctionnement du clamp veineux	Pas de possibilité d'isoler le patient du risque causé par la présence d'air dans le retour veineux (embolie gazeuse).
Défaut d'occlusivité des rotors de la pompe à sang	Hémolyse.
Mauvais fonctionnement de la pompe à héparine	Coagulation partielle ou totale du circuit sanguin ou au contraire risque hémorragique.
Absence et non déclenchement de la dérivation du dialysat	▪ Hémorragie et contamination du sang par le dialysat en cas de fuite de sang ; ▪ Hyperthermie en cas de défaillance du réchauffement du dialysat ; ▪ Hyponatrémie ou hypernatrémie en cas de perturbation de la conductivité.
Système d'ultrafiltration défaillant	▪ Déperdition hydrosodée massive avec risque d'hypovolémie et d'hypotension artérielle ; ▪ Défaut de soustraction hydrosodée avec risque de surcharge (hypertension artérielle et O.A.P).
Mauvais état des tuyaux dialysat	Contamination bactérienne du dialysat.
Dérive de la température avec non déclenchement de la dérivation du dialysat	▪ Hyperthermie : hémolyse aigue ▪ Hypothermie : frissons, crampes.
Dérive de la conductivité avec non déclenchement de la dérivation	▪ Si supérieure : hypertension sévère, O.A.P, convulsion, coma ▪ Si inférieure : hypotension, crampe, hyponatrémie et œdème cérébrale.
Dérive de la pression transmembranaire	Variation du volume d'ultrafiltration
Dérive du débit dialysat	▪ Mauvaise épuration, si débit dialysat faible ; ▪ Syndrome de déséquilibre dialytique, si débit dialysat élevé.

X. RÈGLES D'UTILISATION DU GÉNÉRATEUR :

Comme pour toute utilisation des dispositifs médicaux, l'utilisation des générateurs d'hémodialyse doit obéir à des règles dans le but d'offrir aux malades les performances thérapeutiques requises en l'absence de risques. Ces règles d'utilisation sont les suivantes :

- L'utilisation par un personnel qualifié et bien formé.
- La maintenance préventive et curative des générateurs.
- L'utilisation du générateur dans un environnement dénué de risque.

X.1. L'utilisation du générateur :

a. La formation des utilisateurs :

L'utilisation des générateurs d'hémodialyse par un personnel qualifié et bien formé est le garant pour obtenir les meilleures performances thérapeutiques et de prévenir les risques liés à leurs utilisations.

Cette formation doit être assurée par une équipe formée d'un infirmier cadre ayant une grande expérience en hémodialyse et d'un technicien de maintenance expérimenté. Cette formation est supervisée par un médecin compétant en hémodialyse.

Les supports de formation (manuel d'utilisation et supports audio-visuels) doivent être rédigés et enseignés par la langue la plus utilisée pour l'enseignement dans le pays. Un support de formation interactif est un bon outil pour mieux présenter le déroulement de la séance et pour tester les conduites à tenir devant les incidents et les accidents qui peuvent survenir au cours de la séance.

b. L'utilisation du générateur au cours d'une séance d'hémodialyse :

- Vérification du bon fonctionnement du générateur :

Le test du bon fonctionnement du générateur permet de détecter tout dysfonctionnement des paramètres de dialyse. Ce test du bon fonctionnement ne doit en aucun cas être shunté par l'utilisateur. Dans le cas contraire, des accidents graves liés au non détection des anomalies de fonctionnement et de contrôle peuvent survenir.

- Montage et contrôle de la circulation sanguine extracorporelle :

Lors du montage du circuit, l'opérateur doit vérifier les points suivants :

- Correspondance du diamètre de corps de pompe du circuit avec les données enregistrées au niveau du générateur ;

- Bonne occlusivité de la pompe à sang ;
- Fermeture facile et sûre de la porte de la pompe à sang ;
- Bonne fixation des pièges artériels et veineux dans leurs supports et bonne fermeture de la porte du piège veineux sans difficulté ;
- Protection des capteurs de pression artérielle et veineux par des filtres bactériologiques (livrés avec le circuit) ;
- Après purge du circuit, le passage de la circulation en mode circuit fermé avec une ultrafiltration modérée, permet de détecter les fuites éventuelles sur le circuit et de tester une fois de plus le bon fonctionnement des paramètres suivants (PA, PV, PTM) ;
- Préparation et circulation du dialysat : une attention particulière doit être accordée lors de l'utilisation des deux concentrés acide et bicarbonate étant donnée le risque d'inversion. La conductivité du dialysat doit être contrôlée au niveau de chaque générateur au moins une fois par mois, par le dosage du sodium au laboratoire. Un écart de 2 meq/l entre la valeur souhaitée et la valeur mesurée impose la vérification du système de préparation du dialysat (mélange proportionnel, mesure de la conductivité…). Au cours de cette phase de préparation et de circulation du dialysat, le monitorage de la température du dialysat, le système de by-pass et la détection de fuite de sang sont aussi contrôlés.

X.2. La maintenance préventive et curative du générateur :

Cette maintenance doit être assurée par un technicien de maintenance qualifié. La périodicité de la maintenance préventive doit être conforme aux recommandations du fabriquant. Après chaque opération de maintenance ou de réparation, le générateur doit être testé à vide avant son utilisation sur le malade. Une fiche de suivi de chaque générateur doit être tenue à jour par le service technique pour assurer une meilleure traçabilité technique.

Une attention particulière au système de contrôle et de monitorage des paramètres de dialyse doit être accordée par l'équipe de maintenance. Le contrôle de la bonne désinfection des générateurs par comptage du nombre des germes au niveau du dialysat doit être effectué au moins une fois par mois en fin de semaine et après 4 heures de fonctionnement.

X.3. L'environnement technique du générateur :

L'environnement technique du générateur doit être propice pour assurer une meilleure utilisation du générateur.

- Le bon blocage des roues du générateur doit être vérifié avant son utilisation, afin d'éviter tout déplacement intempestif source de dommages pour le générateur et/ou de déconnexion du circuit sanguin extra corporal ;

- Le contrôle des paramètres physico-chimiques de l'eau traitée doit être effectué avant le démarrage des séances d'hémodialyse (alimentation centrale en eau, dureté de l'eau, niveau de remplissage des cuves, conductivité, pression d'alimentation en eau des générateurs, etc…) ;

- Le courant électrique ne doit comporter aucun risque pour le malade (mise du courant à la terre, groupe électrique de secours fonctionnel, absence de courant de fuite…) ;

- L'espace de manœuvre entourant le malade doit être suffisant afin de permettre toute intervention urgente sur le générateur et/ou sur le malade.

QUELQUES REFERENCES A CONSULTER

1. Hémodiafiltration using pré-dilutional on-line citrate dialysate : Anew téchnique for regional citrate antigoagulation : A feasibility study
   Saudi J Kidney Dis Transpl
   2015; 26:739-42

2. Comment interpréter un trouble de l'équilibre acido-basique?
   Mohamed Jalel HMIDA
   Edition IMPAK 2014

3. Hémodialyse sans acétate : qu'est-ce vraiment ?
   Néphrologie et thérapeutique, vol 7-N°2
   P.92-98-Avril 2011

4. La biofiltration sans acétate avec substitution de bicarbonate de sodium à 84‰
   Mohamed Jalel HMIDA
   Edition IMPAK 2009

5. Précis de l'épuration extra-rénale en réanimation
   Mohamed Jalel HMIDA
   Edition IMPAK 2008

N O T E S



EDITION : 2018



Laboratoire de recherche LR12DN01 :

« Réanimation Hémodynamique et Techniques d'Epuration Extra-Rénale »

Hôpital Militaire Principal d'Instruction de Tunis

L'évolution technologique de l'industrie des générateurs, ces vingt dernières années, a permis d'enrichir les fonctionnalités des appareils de dialyse, d'assurer un monitorage perdialytique adéquat et de mieux sécuriser les séances d'hémodialyse. En effet, le monitorage perdialytique de la volémie plasmatique, de la conductivité plasmatique, du rapport KT/V et du calcul du taux de recirculation ont permis de mieux gérer la séance par une prescription basée sur des données mesurées en ligne, voir même l'utilisation de logiciels de contrôle automatique qui corrigent instantanément les variations des paramètres mesurés (hémocontrôle, diacontrôle). Ces avancées technologiques ont permis d'élargir l'indication de l'hémodialyse chez des patients de plus en plus âgés et tarés, d'améliorer l'efficacité du traitement, sa tolérance, sa sécurité et d'imaginer de nombreuses modalités de mise en œuvre offrant ainsi aux patients des solutions personnalisées dans le but d'augmenter leur espérance de vie et d'améliorer leur qualité de vie. Par ailleurs, l'évolution technologique des générateurs a permis d'offrir des modalités thérapeutiques nouvelles plus efficaces et plus physiologiques telle que l'hémodiafiltration, l'hémofiltration en ligne et la biofiltration sans acétate.

Docteur Mohamed Jalel HMIDA
Professeur en anesthésie-réanimation
Chef de Service d'épuration du sang et de reins artificiels
Hôpital Militaire Principal d'Instruction de Tunis